

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. lékařská fakulta

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

Praha 2022

Jakub Vitek

**Univerzita Karlova**  
**1. lékařská fakulta**

---

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví  
Studijní obor: Fyzioterapie



**Jakub Vítek**

**Využití funkční peroneální elektrostimulace u pacientů se spastickou parézou**

*Klinické hodnocení nového přístroje pro funkční elektrostimulaci*

The Use of Peroneal Nerve Functional Electrical Stimulation in Patients with Spastic Paresis

*Clinical Assessment of Novel Device for Functional Electrical Stimulation*

Bakalářská práce

Vedoucí bakalářské práce:

**Mgr. Jakub Jeníček, Ph.D.**

Konzultant bakalářské práce:

**Mgr. Dragana Žarković**

Praha, 2022

## **ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

**V Praze dne:** 22.04.2022

**Jakub Vítek**

---

**Podpis studenta**

## **IDENTIFIKAČNÍ ZÁZNAM**

VÍTEK, Jakub. Využití funkční peroneální elektrostimulace u pacientů se spastickou parézou: Klinické hodnocení nového přístroje pro funkční elektrostimulaci. Praha, 2022. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Vedoucí práce Mgr. Jakub Jeníček, Ph.D.

## **PODĚKOVÁNÍ**

Rád bych poděkoval panu Mgr. Jakobovi Jeníčkovi, Ph.D. nejen za odborné vedení mé bakalářské práce a pomoc při její realizaci, ale také za provedení celým studiem fyzioterapie.

Dále bych rád poděkoval paní Mgr. Draganě Žarković za důvěru, spolupráci a možnost nahlédnout na nejnovější vývoj v oblasti zdravotnické techniky.

Poděkování patří také paní Mgr. Kláře Novotné, Ph.D., která mi pomohla s výběrem probandů a samotným probandům, kteří se na tvorbě mé práce podíleli.

V neposlední řadě děkuji zejména rodině a přátelům, kteří mi byli v průběhu celého studia pevnou oporou.

## **ABSTRAKT BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

**Název:** Využití funkční peroneální elektrostimulace u pacientů se spastickou parézou

**Podnázev:** Klinické hodnocení nového přístroje pro funkční elektrostimulaci

---

**Východiska:** Funkční peroneální elektrostimulace je metoda využívaná při kompenzaci foot drop syndromu, který často vidíme u pacientů s centrální parézou. Foot drop syndrom omezuje funkci dolní končetiny, zhoršuje mobilitu a představuje značné riziko pádů. Vzhledem k častému výskytu těchto obtíží a jejich závažnosti dochází k neustálému vývoji nových kompenzačních a léčebných přístrojů.

**Cíle:** Hlavním cílem práce bylo využití nového přístroje pro funkční elektrostimulaci (FES) u osob s centrální parézou a popis jeho funkčnosti, spolehlivosti, ergonomie a uživatelské přívětivosti z pohledu uživatele i fyzioterapeuta.

**Metody:** Dva probandi, diagnostikovaní se spastickou parézou a foot drop syndromem, se zúčastnili dvoutýdenního testování prototypu přístroje, který nabízí nové možnosti multikanálové stimulace a nastavení všech parametrů stimulace přímo v přístroji pomocí dotykové obrazovky. Po ukončení intervence byl s účastníky proveden semistrukturovaný rozhovor a dotazníkové šetření, které se zaměřily na subjektivní zhodnocení vlastností přístroje. Toto zhodnocení bylo dále doplněno také závěry terapeuta. Vliv přístroje na chůzi bylo možné pozorovat na základě porovnání výsledků vstupního a výstupního vyšetření, které zahrnovalo zejména vyšetření chůze (10 MWT) a spasticity (FSCA).

**Výsledky:** Hodnocení terapeuta i probandů se v hlavních tématech shodovalo. Přístroj jako celek lze hodnotit kladně. Přístroj lze snadno ovládat a jeho okamžitý ortotický vliv na chůzi bylo možné potvrdit subjektivně aspekčním vyšetřením chůze a objektivně porovnáním výsledků 10MTW. V průběhu testování došlo k odhalení několika různě závažných softwarových a hardwarových nedostatků, které použití přístroje v domácím i klinickém prostředí limitují.

**Závěr:** Přístroj je funkční, spolehlivý a práce s ním je snadná v klinickém i domácím prostředí. Pozitivní ortotický vliv přístroje na chůzi bylo možné z výsledků vyšetření prokázat. Vyskytující se nedostatky limitují použití přístroje, ale jejich odstranění by mělo být nenáročné.

---

**Klíčová slova:** funkční elektrostimulace – centrální paréza / spastická paréza – cévní mozková příhoda – roztroušená skleróza – kraniocerebrální trauma – syndrom přepadávající špičky

## **ABSTRACT OF BACHELOR THESIS**

**Title:** The Use of Peroneal Nerve Functional Electrical Stimulation in Patients with Spastic Paresis

**Subtitle:** Clinical Assessment of Novel Device for Functional Electrical Stimulation

---

**Background:** Peroneal Nerve Functional Electrical Stimulation is a method used to compensate foot drop syndrome, which can be often seen in patients with spastic paresis. Foot drop syndrome limits lower extremity function, impairs mobility and represents a considerable risk of falling. Due to the frequent occurrence of these difficulties and their severity new compensation and therapeutic devices are being developed.

**Objective:** The main purpose of the thesis was to use novel device for functional electrical stimulation (FES) in patients with spastic paresis and describe its functionality, reliability, ergonomics and user-friendliness from the perspective of both therapist and patient.

**Methods:** Two probands, diagnosed with spastic paresis, participated in a two-week trial of the prototype device which offers new options of multi-channel stimulation and setting of all stimulation parameters directly in the device using the touch screen. After the intervention a semi-structured interview and a survey, which were focused on the device abilities, were administered with probands. The interview and the survey were then supplemented by the therapist's conclusions. The effect of the device on gait could be observed by comparing the results of the initial and exit assessment, which consisted mainly of gait (10MWT) and spasticity assessment (FSCA).

**Results:** The conclusions of the therapist and the patients agreed on the main topics. The device as a whole can be evaluated positively. The device is easy to control and its immediate orthotic effect on gait can be confirmed subjectively by gait analysis and objectively by comparison of 10 MWT results. During the testing, several different software and hardware flaws were revealed, which limit the use of devices in both clinical and home environments.

**Conclusions:** The device is functional, reliable and is easy to use in both clinical and home environments. The positive orthotic effect of the device on gait can be proved by the assessment results. Occurring bugs limit the use of the device, but their elimination should be undemanding.

---

**Key words:** functional electrical stimulation – spastic paresis – stroke – multiple sclerosis – craniocerebral trauma – foot drop syndrome





## Obsah

<b>TEORETICKÁ ČÁST .....</b>	<b>1</b>
<b>1. Úvod.....</b>	<b>1</b>
<b>2. Centrální paréza .....</b>	<b>3</b>
2.1 Příčiny centrální parézy .....	3
2.1.1 Cévní mozková příhoda .....	4
2.1.2 Roztroušená skleróza .....	4
2.1.3 Dětská mozková obrna.....	5
2.1.4 Traumatické a jiné méně časté příčiny vzniku centrální parézy .....	6
2.2 Projevy centrální parézy .....	6
2.2.1 Svalová hyperaktivita.....	7
2.2.2 Poruchy volní hybnosti a pyramidové zánikové jevy .....	9
2.2.3 Hyperreflexie .....	9
2.2.4 Pyramidové iritační jevy .....	9
2.2.5 Svalové kontraktury a svalová atrofie.....	10
<b>3. Oblast bérce (anatomie a kineziologie).....</b>	<b>12</b>
3.1 Svaly bérce .....	12
3.1.1 Svaly přední skupiny.....	12
3.1.2 Svaly laterální skupiny.....	12
3.1.3 Svaly zadní skupiny .....	13
3.2 Motorická inervace svalů bérce .....	14
3.3 Krokový cyklus.....	16
<b>4. Foot drop syndrom.....</b>	<b>19</b>
4.1 Pomůcky pro korekci foot drop syndromu .....	19
<b>5. Funkční peroneální elektrostimulace .....</b>	<b>21</b>
5.1 Účinky a jejich princip .....	21
5.1.1 Ortotický účinek.....	21
5.1.2 Terapeutický účinek.....	21
5.1.3 Nežádoucí účinky.....	22
5.2 Parametry elektrostimulace .....	22
5.2.1 Stimulační frekvence .....	23
5.2.2 Stimulační intenzita.....	23
5.3 Komponenty přístroje pro funkční elektrostimulaci.....	24
5.3.1 Elektrický stimulátor.....	24
5.3.2 Upínací manžeta.....	25

5.3.3 Stimulační elektrody .....	26
5.4 Dávkování terapie .....	27
5.5 Rešerše klinických studií .....	28
5.6 Přístroje pro FES dostupné na českém trhu .....	29
<b>PRAKTICKÁ ČÁST .....</b>	<b>30</b>
<b>7. Metody zpracování teoretické části .....</b>	<b>30</b>
<b>8. Metody zpracování praktické části.....</b>	<b>31</b>
8.1 Charakteristika probandů.....	31
8.2 Struktura vstupního a výstupního vyšetření .....	32
8.2.1 Five-step clinical Assessment in spastic paresis .....	32
8.2.2 10 Meter Walk Test .....	33
8.3 Základní struktura dotazníku a rozhovoru.....	33
8.4 Prototyp přístroje pro FES a jeho příslušenství .....	34
<b>9. Kazuistické řešení.....</b>	<b>35</b>
9.1 Kazuistika č. 1 .....	35
9.2 Kazuistika č. 2 .....	40
<b>10. Výsledky práce.....</b>	<b>46</b>
10.1 Porovnání hodnot vstupních a výstupních vyšetření .....	46
10.2 Výsledky dotazníkového šetření.....	47
<b>11. Diskuze .....</b>	<b>52</b>
11.1 Hodnocení přístroje terapeutem.....	53
11.1.1 Ovládání a uživatelské prostředí .....	53
11.1.2 Ergonomie, hmotnost a velikost .....	54
11.1.3 Nabíjení a výdrž přístroje.....	54
11.1.4 Propojovací kabely.....	55
11.1.5 Adhezivní elektrody .....	55
11.1.6 Upínací manžety .....	56
11.1.7 Funkčnost přístroje a nastavení stimulace .....	57
11.2 Hodnocení přístroje probandy .....	57
<b>12. Závěr.....</b>	<b>59</b>
<b>13. Referenční seznam.....</b>	<b>60</b>
<b>14. Seznam použitých zkratk.....</b>	<b>67</b>
<b>15. Seznam obrázků a tabulek a příloh .....</b>	<b>68</b>
<b>16. Přílohy .....</b>	<b>70</b>

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1. Úvod

Centrální paréza, také spastická paréza, je velmi častý syndrom poruchy hybnosti, který vzniká jako následek poškození centrálního motoneuronu. Mezi nejčastější příčiny tohoto poškození patří cévní mozkové příhody (CMP), roztroušená skleróza (RS) dětská mozková obrna (DMO) nebo kranio cerebrální a míšní traumata.

Poškození centrálního motoneuronu se nejčastěji projevuje jako kontralaterální spastická hemiparéza, která vede, kromě jiného, ke kombinaci svalového oslabení a svalových dystonií (Růžička, 2019). Tato kombinace má za následek patologické postavení v kloubech a neschopnost provedení pohybu v daném segmentu. Nejvýraznějším projevem spastické hemiparézy jsou poruchy chůze, nejčastěji vidíme obraz hemiparetické chůze nebo syndrom přepadávající špičky (foot drop syndrome).

V klinické praxi se s centrálními parézami setkáváme poměrně často a poruchy chůze mohou být pro pacienta nejen invalidizující, ale také nebezpečné vzhledem ke snížené stabilitě dolní končetiny a zvýšenému riziku pádů (Armutlu, 2010). Z těchto důvodů je téma neustále aktuální a tuzemská i světová medicína se snaží hledat nové možnosti, jak poruchy hybnosti kompenzovat či léčit.

Typickým příkladem kompenzace foot drop syndromu je peroneální ortéza (ankle foot orthosis, dále jen AFO), která nohu pasivně udržuje v dorzální flexi. Další možností kompenzace je funkční elektrostimulace (FES), v jejíž případě se však hovoří nejen o kompenzaci (ortotickém efektu), ale také o efektu terapeutickém. Přístroj pro FES umožňuje na základě elektrických signálů stimulovat příslušný nerv, a tím vyvolat načasované kontrakce paretických svalů.

Funkční elektrostimulace není v medicíně novým pojmem. První zmínky o aplikaci FES se v literatuře objevují již v 60. letech 20. století, kdy Lieberman et al. (1961) publikoval první studii zabývající se stimulací peroneálního nervu pomocí přístroje FES (Kapadia, 2020). Od té doby byl efekt FES zkoumán ve světě, a zásluhou především prof. MUDr. Jana Pfeiffera, DrSc. také v tehdejší Československu. Větší pozornosti se však metodě začalo dostávat až na počátku nového tisíciletí s rychlým rozvojem v oblasti elektrotechniky, který umožnil snížení výrobní ceny přístroje a zvýšení jeho uživatelské přívětivosti (Jeníček, 2019).

V současnosti se vývojem nových přístrojů FES zabývá česká společnost BTL Industries Limited, jejíž prototyp přístroje tato bakalářská práce testuje a hodnotí. Společnost BTL spatřuje budoucnost vývoje ve velkých inteligentních stanicích, které umožní docking, propojení a komfortní ovládání několika malých přístrojů FES zároveň (Žarković, 2020). Terapeut by mohl pomocí multikanálové stimulace vyvolat komplexní pohybové vzorce nastavené přesně dle potřeb pacienta. Zároveň by v budoucnu mohl přístroj nabídnout možnost aplikace analgetických a myorelaxačních proudů redukujících míru bolesti a spasticity. Dále se také zvažuje možnost elektrodiagnostiky, díky které by terapeut snadno získal informace o parametrech I/t křivky.

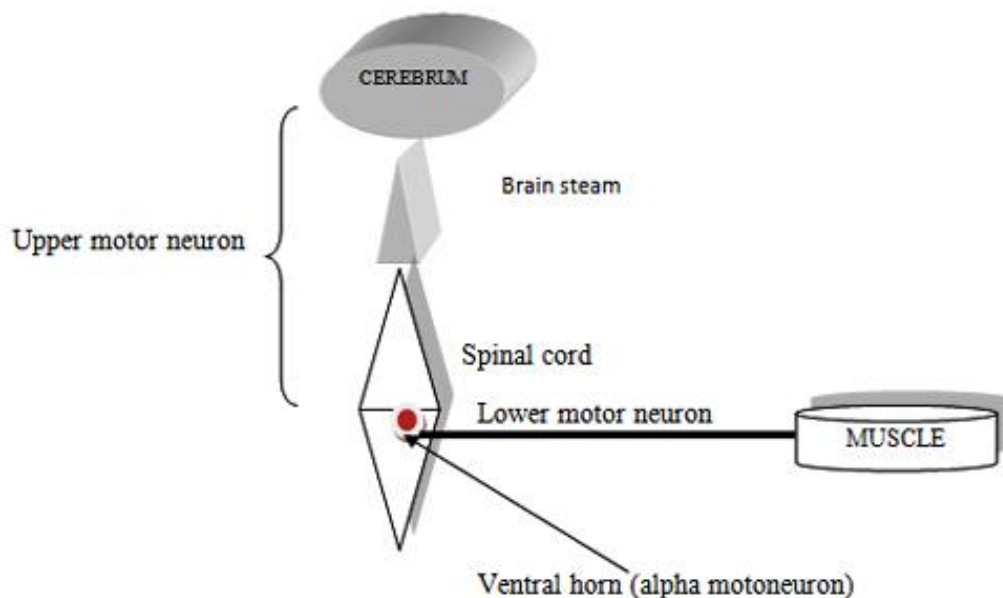
## 2. Centrální paréza

### 2.1 Příčiny centrální parézy

Příčinou vzniku centrální parézy je porušení některých (případně všech) nervových vláken kortikospinálního traktu, který obsahuje nejen dráhy pyramidové (přímo spojující mozkovou kůru s míchou), ale také dráhy extrapyramidové (spojující mozkovou kůru, podkorové struktury a míchu) (Armutlu, 2010; Ambler, 2011; Trojan, 2005; Růžička, 2019). K poškození vláken pak může dojít v celém jejich průběhu a na kterékoli úrovni (viz obr. 1) (Růžička, 2019). V běžné praxi a některých textech se však problematika zjednodušuje a hovoří se pouze o poškození centrálního motoneuronu, tedy pyramidové dráhy. Proto se i příznaky centrální parézy popisují jako „pyramidové“ a termín „extrapyramidové příznaky“ se používá jen ve spojitosti s poškozením bazálních ganglií (Švestková, 2017).

K poškození centrálního motoneuronu může docházet v důsledku mnoha patologických stavů. Nejčastějšími příčinami jsou cévní mozkové příhody, roztroušená skleróza, dětská obrna a kraniocerebrální nebo míšní traumata (Jech, 2015; Švestková, 2017). Dalšími příčinami mohou být degenerativní, metabolická, zánětlivá nebo nádorová onemocnění.

Obr. 1 – Schéma centrálního a periferního motoneuronu (Armutlu, 2010)



### 2.1.1 Cévní mozková příhoda

Většina studií a odborných prací cituje při popisu CMP Světovou zdravotnickou organizaci (WHO), která CMP definuje jako „rapidně se rozvíjející klinické příznaky fokální (či globální) poruchy mozkových funkcí, které přetrvávají nejméně 24 hodin nebo vedou ke smrti, bez jiné zjevné příčiny než cévního původu“ (Markus, 2016). Zjednodušeně se dají CMP označit jako onemocnění mozku způsobená náhle vzniklou poruchou cévního zásobení, která vyústí v nekrózu hypoxické mozkové tkáně (Kolář, 2020; Růžička, 2019). Roční incidence CMP je v ČR až 500/100 000 obyvatel (Růžička, 2019).

Termín CMP zahrnuje příhody ischemického (uzávěr mozkové tepny) i hemoragického (ruptura mozkové tepny) původu (Markus, 2016; Mattle, 2017; Růžička, 2019). Nejčastějšími příčinami CMP jsou embolie (arterio-arteriální embolie způsobené aterosklerotickou stenózou, ale také kardiogenní embolie), makroangiopatie (aterosklerotická vaskulární okluze) nebo mikroangiopatie (okluze malých cév na podkladě fibrinoidní nekrózy) (Markus, 2016).

CMP se akutně projevují náhle vzniklým neurologickým deficitem a různě intenzivní bolestí hlavy, v případě ischemických CMP se mohou objevovat poruchy vědomí, chování a myšlení či epileptické záchvaty (Růžička, 2019). Z dlouhodobého hlediska je klinický obraz vysoce individuální a závislý na lokalizaci, tedy postižené tepně a oblasti, kterou zásobuje krví. Např. při postižení a. cerebri media se rozvíjí kontralaterální hemiplegie, deviace bulbů na postiženou stranu, afázie (při postižení dominantní hemisféry), neglekt sy., apraxie a případně také extrapyramidové syndromy při rozsáhlejším poškození bazálních ganglií (Markus, 2016; Růžička, 2019).

### 2.1.2 Roztroušená skleróza

Roztroušená skleróza je chronické demyelinizační onemocnění CNS vznikající na podkladě autoimunitního neinfekčního zánětu (Ambler, 2011; Katsara, 2018; Kolář, 2020; Růžička, 2019). „*Prevalence roztroušené sklerózy v našem geografickém pásmu je 170/100 000 obyvatel, incidence kolem 9/100 000 obyvatel*“ (Růžička, 2019, s. 278).

Onemocnění se projevuje tvorbou zánětlivých ložisek, ve kterých dochází k demyelinizaci axonů a v konečném důsledku i k poškození vlastního axonu, neurodegeneraci a atrofii CNS (Katsara, 2018; Kolář, 2020; Růžička, 2019). Z počátku onemocnění probíhá typicky v atakách a remisích (Ambler, 2011). V období ataky dochází k zhoršení zánětu a neurologického deficitu. V období remise dochází k úpravě a částečné reparaci nervové tkáně.

V průběhu let ale jednotlivá ložiska splývají, rezervy pro reparaci tkáně jsou vyčerpány, zánět postihuje celý CNS a onemocnění přechází do sekundárně progresivního stadia (Kolář, 2020; Růžička, 2019).

Klinický obraz je ovlivněn lokalizací, velikostí a počtem zánětlivých ložisek (Kolář, 2020). Příznaky mohou být různé a rozvíjejí se v řádu hodin až dnů. Mezi časté příznaky patří poruchy zraku a okohybné poruchy, parestezie, dysestezie a jiné senzitivní poruchy a poruchy hybnosti (centrální parézy, mozečkové a vestibulární příznaky) (Demarest, 2020; Kolář, 2020; Růžička, 2019). Dále se mohou objevovat sfinkterové poruchy, deprese, únava, bolesti hlavy nebo kognitivní poruchy (Demarest, 2020; Kolář, 2020). Na počátku onemocnění mohou být příznaky jen mírné a těžko rozpoznatelné, v rozvinuté fázi mohou být těžce invalidizující (Kolář, 2020; Růžička, 2019).

### **2.1.3 Dětská mozková obrna**

Dětská mozková obrna (DMO) je označení pro skupinu permanentních neprogresivních poruch vývoje hybnosti a svalového tonu, které vznikají jako následek proběhlého (a ukončeného) prenatalního, perinatálního nebo časně postnatálního poškození mozku. (Ambler, 2011; Brashear, 2016; Kolář, 2020; Rosenbaum, 2007; Růžička, 2019). Kromě motorických poruch je onemocnění často provázeno senzitivními poruchami, poruchy intelektu a epileptické paroxysmy (Ambler, 2011; Mattle, 2017; Rosenbaum, 2007). Incidence onemocnění je 2-3/1 000 živě narozených dětí (Růžička, 2019).

Příčiny DMO jsou velmi rozmanité, zahrnují získaná poškození mozku in utero (např. intrauterinní infekce, alkohol a drogy užívané matkou), vývojové anomálie mozku (např. mikrocefalie, Dandy-Walker sy.), trauma mozku během porodu či hypoxicko-ischemické poškození mozku (Mattle, 2017; Růžička, 2019).

Klinicky lze rozlišit tři základní formy DMO – spastická („pyramidová“), dyskinetická („extrapyramidová“) a ataktická („cerebelární“) (Růžička, 2019). Nejčastější formou je forma spastická (až 60 % všech DMO), která se může projevovat spastickou diparézou, hemiparézou i kvadruparézou.

#### **2.1.4 Traumatické a jiné méně časté příčiny vzniku centrální parézy**

Jedná se o velice širokou skupinu patologických stavů, jejichž klinický obraz je opět determinován zejména topografickou lokalizací a rozsahem léze (Mattle, 2017). Nelze proto toto téma stručně obsáhnout v jedné kapitole. Zásadní však je, že v případě poškození pyramidové dráhy se léze projeví stejnými příznaky, jako je tomu u ostatních příčin vzniku centrální parézy.

Mezi traumatické příčiny poškození pyramidové dráhy lze zařadit kraniocerebrální traumata (zejména fokální) a spinální traumata. Nejčastější příčinou těchto traumat jsou autonehody, sportovní úrazy, pády či násilná trestná činnost a nejvíce ohroženou skupinou lidí jsou muži v mladším a středním věku. (Kolář, 2020; Umphred, 2013; Růžička, 2019). Incidence závažných poranění mozku a míchy se odhaduje přibližně na 300/100 000 obyvatel, přičemž až 95 % případů tvoří lehká traumata (Růžička, 2019).

Dalšími, poměrně málo častými, příčinami spastické parézy jsou infekce nervového systému s incidencí přibližně 20/100 000 obyvatel, nádorová onemocnění s incidencí v řádech jednotek na 100 000 obyvatel nebo toxická a metabolická postižení s incidencí nižší než 50/100 000 obyvatel (Růžička, 2019).

#### **2.2 Projevy centrální parézy**

Projevy poruchy kortikospinálního traktu jsou vysoce individuální a výsledný klinický obraz pacienta závisí řadě faktorů.

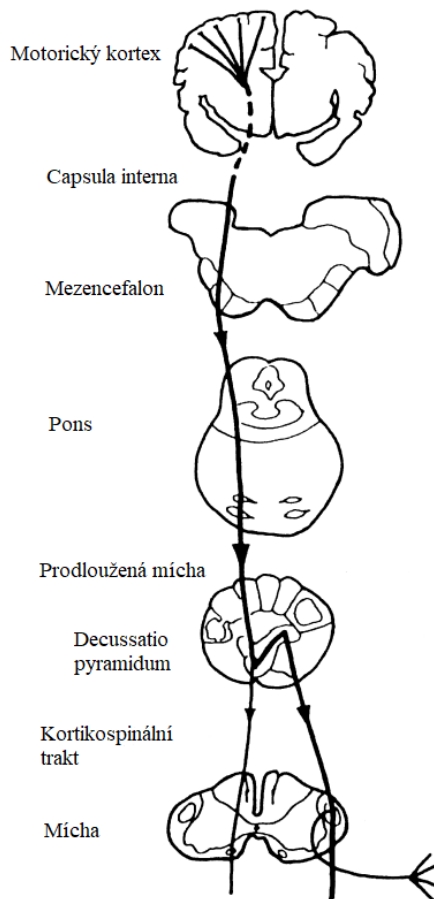
Jedním z hlavních faktorů je rozsah léze. Izolovaná porucha sestupných vláken pyramidové dráhy se zpravidla projevuje několika typickými příznaky, které budou dále podrobněji popsány. K izolované poruše však dochází vzácně. Častěji jsou, společně se sestupnými vlákny dráhy pyramidové, postižena i vzestupná vlákna senzitivní, případně další korové a podkorové struktury v okolí léze, což se projeví příznaky specifickými pro poškozenou oblast (Švestková, 2017).

Dalším z důležitých faktorů je lokalizace léze. V případě poškození motorického kortexu nás zajímá lokalizace v rámci celé mozkové kůry. Např. poškození laterální strany hemisféry mozku se ve většině případů projeví kontralaterální hemiparézou s převažujícím postižením horní končetiny, ale postižení mediální strany hemisféry se většinou projeví kontralaterálním postižením dolní končetiny (Srp, 2021). V případě poškození nižších oddílů



CNS nás zajímá spíše výška léze (viz obr. 2), zejména zda poškození vzniklo nad decussatio pyramidum (paréza bude kontralaterální), nebo pod decussatio pyramidum (paréza bude ipsilaterální) (Lohia, 2021). V následujících podkapitolách budou podrobně rozebrány typické příznaky poruchy centrálního motoneuronu.

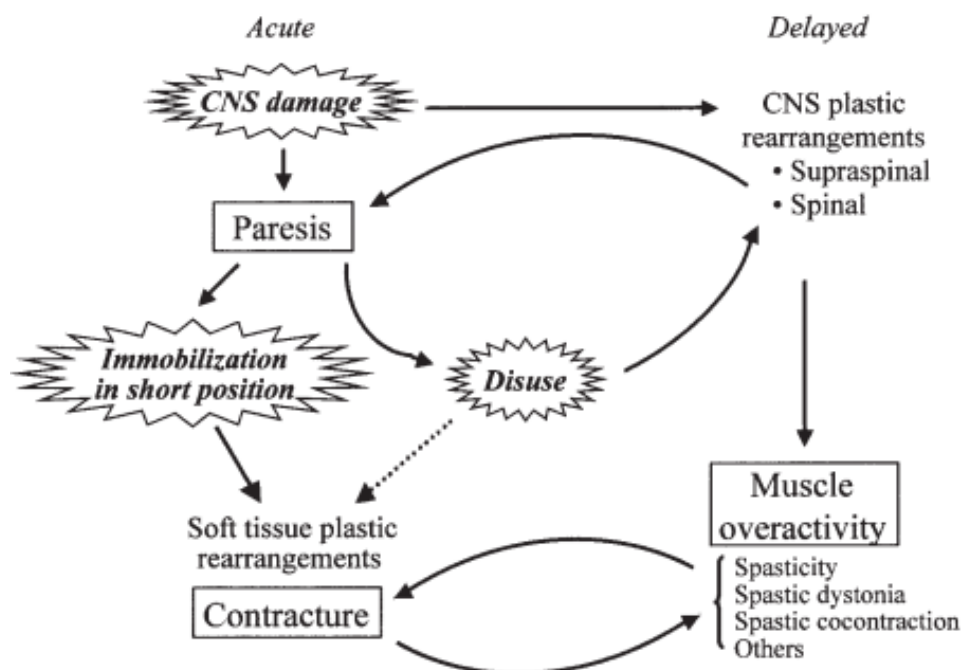
*Obr. 2 – Schéma průběhu kortikospinální dráhy s vyznačeným decussatio pyramidum (upraveno dle Ambler, 2011)*



### 2.2.1 Svalová hyperaktivita

Projevy svalové hyperaktivity (svalového hypertonu) nepatří mezi akutní projevy poškození centrálního motoneuronu (viz obr. 3). Nejsou tedy patrné ihned po vzniku léze, ale rozvíjejí se postupně v řádu týdnů až měsíců v důsledku plastických změn CNS (Gál, 2015; Jech, 2015). V akutní fázi bývá naopak svalový tonus snížen, a proto hovoříme o obrazu pseudochabé parézy. Nástup zvýšené svalové aktivity pak většinou znamená zhoršení motorické poruchy pacienta a zvýšené riziko vzniku dalších komplikací, kterými jsou například svalové kontraktury. Svalový tonus se zvyšuje v podobě různých projevů, které se často navzájem kombinují. Projevy zahrnují spasticitu, spastickou dystonii, spastickou ko-kontrakci a spastickou synkinezi.

Obr. 3 – Patofyziologie spastické parézy (Gracies, 2005b)



Spasticita je projev svalové hyperaktivity založený na zvýšené excitabilitě napínacích reflexů (Brashear, 2016; Gál, 2015; Jech, 2015). Jedná se o fenomén, který je závislý na rychlosti protažení svalu. Při pomalém pasivním protažení svalu patologický reflex nevyvoláme (Gál, 2015; Jech, 2015). Při rychlém pasivním protažení vyvoláme záraz („catch“), po kterém zvýšená svalová aktivita mizí nebo částečně přetrvává do ukončení pasivního pohybu. Spasticita proto nemůže nikdy nastat v klidu a nemůže být zodpovědná za abnormální posturu končetiny (Gál, 2015). Podkladem spasticity je ztráta suprasegmentální inhibice a zvýšená dráždivost  $\gamma$ -motoneuronů a méně také  $\alpha$ -motoneuronů (Trojan, 2005).

Spastická dystonie se projevuje jako přetrvávající mimovolní stah svalu, který udržuje daný segment v abnormální poloze (Brashear, 2016; Gál, 2015). Je tedy, na rozdíl od spasticity, vidět na první pohled, mnohem výrazněji přispívá k poruše funkce a potencuje vznik svalových kontraktur (Gál, 2015).

Spastická ko-kontrakce se projevuje při provádění volního aktivního pohybu (Brashear, 2016). Jedná se o současnou mimovolní kontrakci antagonisty při volní kontrakci agonisty (Brashear, 2016; Gál, 2015). Podkladem je selhání mechanismu reciproční inhibice (Jech, 2015; Gál, 2015). Spastická ko-kontrakce také významně obtěžuje pacienta, protože výrazně narušuje motorickou činnost a stupňuje se subjektivním úsilím (Gál, 2015).

Spastická synkineze je mimovolní aktivita svalového segmentu asociovaná s volní aktivitou jiného, vzdáleného, svalového segmentu (např. na jiné končetině) (Brashear, 2016; Jech, 2015). Příčinou je fenomén „přetečení“ aktivity zřejmě již na kortikální úrovni (Jech, 2015).

### **2.2.2 Poruchy volní hybnosti a pyramidové zánikové jevy**

Při lézi centrálního motoneuronu dochází, v závislosti na rozsahu léze, k různě závažným poruchám hybnosti (Ambler, 2011). Dle závažnosti poruchy pak rozlišujeme parézu a plegii. Paréza je částečná porucha hybnosti způsobená neschopností aktivovat dostatečný počet motorických jednotek agonisty při pokusu o provedení pohybu (Gracies, 2010). Velmi lehké (frustní) parézy si pacient ani nemusí přímo uvědomovat (Ambler, 2011). Lehčí parézy se projeví jen mírným snížením svalové síly a neobratností. U těžších paréz je aktivní pohyb narušen výrazněji. Plegie je kompletní porucha hybnosti, při které je aktivní pohyb zcela nemožný.

V případech velmi lehkých paréz nemusí být porucha volní inervace a snížená svalová síla patrná na první pohled (Pfeiffer, 2007; Trojan, 2005). V takovém případě vyšetřujeme pyramidové jevy zánikové, jejichž pozitivita svalové oslabení odhalí. Nejběžnějším vyšetřením zánikových jevů je Mingazziniho zkouška, při které hodnotíme pokles končetin v přesně stanovených polohách.

### **2.2.3 Hyperreflexie**

U centrálních lézí dochází ke zvýšení amplitudy šlachosvalových (myotatických) reflexů, případně zrychlení jejich odpovědi a mohou se objevovat i klonické pohyby (Pearl, 2015; Pfeiffer, 2007; Růžička, 2019). Často bývá také rozšířena zóna jejich výbavnosti (např. zvýšený patelární reflex lze vybavit i poklepem nad koleno nebo uchopením patelly a rychlým protažením m. quadriceps femoris) (Pfeiffer, 2007; Růžička, 2019). Při velkých lézích mohou být však myotatické reflexy iniciálně zcela vyhaslé (Pearl, 2015).

*„Podkladem hyperreflexie je ztráta suprasegmentální inhibice v důsledku léze centrálního motoneuronu“ (Růžička, 2019, s. 72).*

### **2.2.4 Pyramidové iritační jevy**

Jedná se o další z reflexních změn. Nejčastěji bývá vyšetřován příznak Babinského, ale byly popsány i další jevy, jako například Chaddockův, Vítkův nebo Justerův (Švestková,

2017). V případě příznaku Babinského se jedná o extenční iritační jev vybavovaný na dolní končetině – při podráždění zevní hrany plosky ostrým předmětem dochází k patologické extenzi palce (fyziologicky by mělo docházet k flexi palce).

Podstatou je opět vyřazení vlivu kortikospinálního traktu a rozšíření zóny výbavnosti extenčního reflexu do oblasti flekčního reflexu (Khadir, 2020).

### **2.2.5 Svalové kontraktury a svalová atrofie**

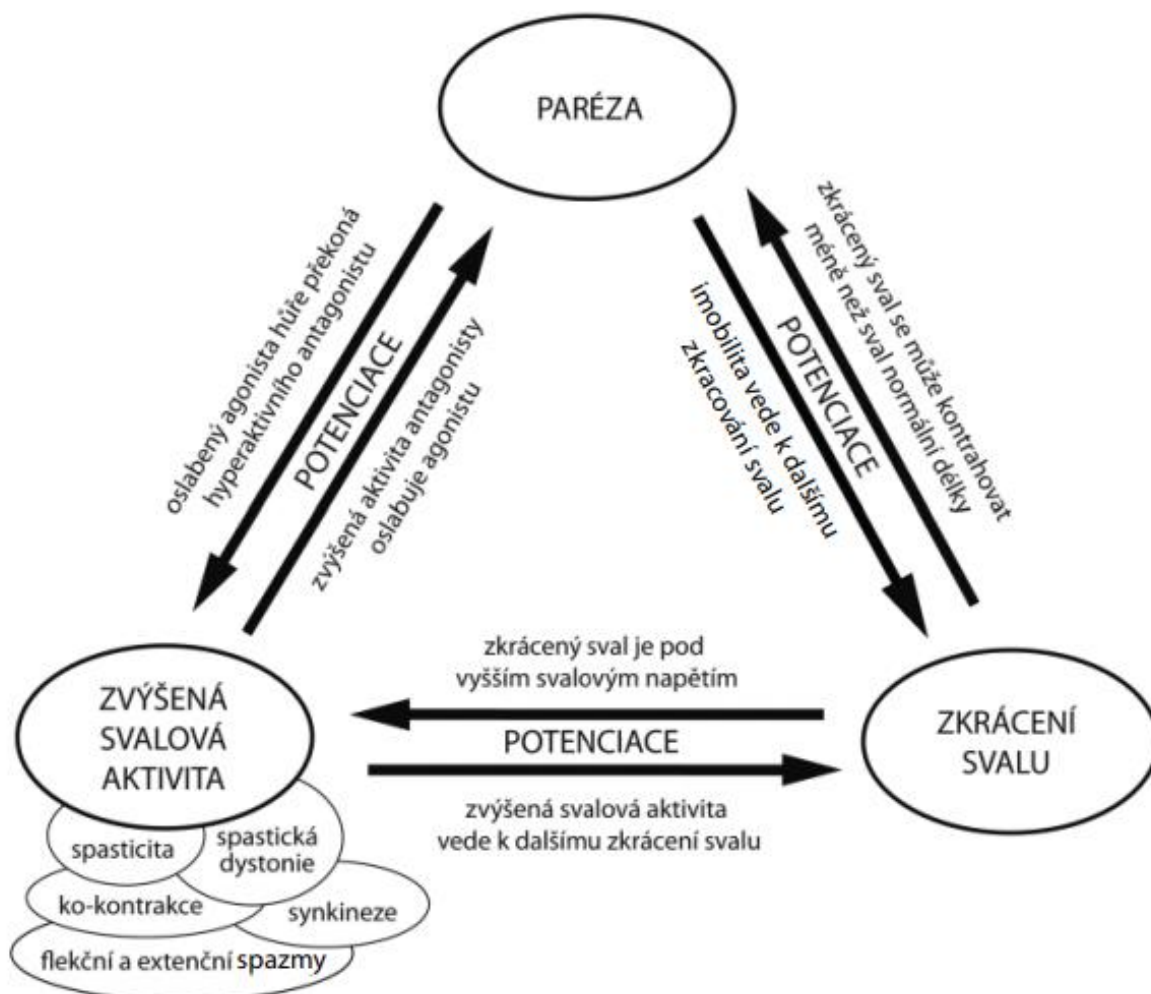
Paréza, porucha volní hybnosti, způsobuje okamžitou imobilizaci postižených svalů (Gracies, 2005a). Pozdními komplikacemi dlouhodobé imobilizace, tedy nedostatku aktivního i pasivního pohybu a centrálního řízení, jsou přestavby svalové tkáně – svalové kontraktury a svalová atrofie (Dones, 2019; Gracies, 2005a).

I přes to, že se akutní péče zaměřuje na prevenci svalových kontraktur pomocí správného polohování a prolongovaného strečinku, dochází k imobilizaci některých svalů ve zkráceném postavení (Gracies, 2005a). Ze svalů dolní končetiny se nejčastěji jedná o m. triceps surae, flexory prstů, m. tibialis posterior, m. rectus femoris, m. iliopsoas, ischiokrurální svaly a m. adductor longus et brevis (Švestková, 2017). Imobilizace ve zkráceném postavení způsobuje redukcí longitudinálního napětí a svalové zátěže, což má za následek úbytek sarkomer a fixované držení segmentu – svalovou kontrakturu (Gracies, 2005a; Růžička, 2019).

Imobilizace svalu a jeho nedostatečné zatížení zároveň způsobuje snížení schopnosti syntézy svalových proteinů, zmenšení průměru svalových vláken a celkový úbytek objemu svalové hmoty – svalovou atrofii (Dones, 2019; Gracies, 2005a; Gál, 2015). I přes to, že svalová atrofie není primární komplikací centrální parézy, je nutné o možnosti jejího vzniku vědět. Nejčastěji jsou atrofií postiženy jednokloubové svaly, které primárně udržují postavení a těžiště segmentů těla (Dones, 2019). Například m. soleus, který výrazně napomáhá udržování postury, podléhá výrazné atrofii, zatímco m. tibialis anterior podléhá atrofii minimálně.

Jednotlivé projevy spastické parézy se vzájemně ovlivňují a potencují, takové vztahy jsou v literatuře často označovány jako „začarovaný trojúhelník“ (viz obr. 4) a jejich znalost je nezbytná pro efektivní terapii spastické parézy.

Obr. 4 – „Začarovaný trojúhelník“ projevů centrální parézy (Jech, 2015)



### 3. Oblast bérce (anatomie a kineziologie)

#### 3.1 Svaly bérce

Svaly bérce lze rozdělit do tří skupin – přední, laterální (boční) a zadní (Čihák, 2011; Gilroy, 2017; Hudák, 2018). Svaly zadní skupiny lze dále rozdělit do dvou vrstev – hluboké a povrchové.

##### 3.1.1 Svaly přední skupiny

Funkčně se jedná o extenzory (dorzální flexory) prstů a nohy a supinátory nohy (Čihák, 2011; Hudák, 2018). Všechny svaly přední skupiny jsou inervovány z n. peroneus profundus (kořenová inervace L4–S1).

Tab. 1 – Svaly přední skupiny bérce (zdroj: vlastní zpracování dle Čihák, 2011)

Sval	Začátek	Úpon	Funkce
Tibialis anterior	Proximální 2/3 laterální plochy tibie a přilehlá část membrana interossea	Plantární plocha os cuneiforme mediale a báze 1. metatarzu	Dorzální flexe a supinace nohy, udržování klenby nohy
Extensor digitorum longus	Laterální kondylus tibie, přední okraj fibuly a přilehlá část membrana interossea	Dorzální aponeuróza 2.–5. prstce	Dorzální flexe 2.–5. prstce a nohy
Extensor hallucis longus	Mediální plocha fibuly a přilehlá část membrana interossea	Dorzální strana distálního článku palce	Dorzální flexe palce

##### 3.1.2 Svaly laterální skupiny

Funkčně se jedná o pronátory a pomocné plantární flexory nohy (Čihák, 2011; Hudák, 2018). Všechny svaly laterální skupiny jsou inervovány z n. peroneus superficialis (kořenová inervace L5–S1).

Tab. 2 – Svaly laterální skupiny bérce (zdroj: vlastní zpracování dle Čihák, 2011)

Sval	Začátek	Úpon	Funkce
Peroneus longus	Laterální strana hlavice fibuly a proximální polovina laterální plochy těla fibuly	Plantární strana os cuneiforme mediale a baze 1. metatarzu	Pronace nohy, pomocná plantární flexe, udržování klenby nohy
Peroneus brevis	Distální polovina laterální plochy těla fibuly	Báze 5. metatarzu	Pronace nohy, pomocná plantární flexe a abdukce nohy

### 3.1.3 Svaly zadní skupiny

Funkčně se jedná o plantární flexory nohy a prstů (Čihák, 2011; Hudák, 2018). Všechny svaly zadní skupiny jsou inervovány z n. tibialis (kořenová inervace L5–S3). Zadní skupinu lze dále rozdělit na povrchovou vrstvu (m. triceps surae a m. plantaris) a hlubokou vrstvu (m. popliteus, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus)

Tab. 3 – Svaly zadní skupiny bérce, povrchová vrstva (zdroj: vlastní zpracování dle Čihák, 2011 a Hudák, 2018)

Sval	Začátek	Úpon	Funkce
Triceps surae	Horní okraje obou kondylů femuru, hlavice fibuly, linea musculi solei tibiae	Tuber calcanei	Plantární flexe nohy, flexe bérce, stabilizace kolenního kloubu
Plantaris	Facies supracondylaris lateralis	Tuber calcanei	Pomocná plantární flexe nohy, flexe bérce

Tab. 4 – Svaly zadní skupiny bérce, hluboká vrstva (zdroj: vlastní zpracování dle Čihák, 2011 a Hudák, 2018)

Sval	Začátek	Úpon	Funkce
Popliteus	Zevní strana laterálního epikondylu femuru	Zadní plocha proximální části tibie	Flexe bérce, vnitřní rotace flektovaného bérce
Tibialis posterior	Membrana interossea cruris a přilehlé okraje tibie a fibuly	Os naviculare, os cuneiforme mediale	Plantární flexe, supinace a addukce nohy
Flexor digitorum longus	Distální 2/3 facies posterior tibiae	Distální články 2.–5. prstce	Flexe prstců, plantární flexe nohy, tiskne prsty k podložce při odvíjení nohy za chůze
Flexor hallucis longus	Distální 2/3 facies posterior fibulae	Plantární strana distálního článku palce	Flexe palce nohy, pomocná plantární flexe nohy

### 3.2 Motorická inervace svalů bérce

Veškerou motorickou inervaci svalů bérce a nohy zajišťují větve n. ischiadicus. N. ischiadicus je největší nerv lidského těla a odstupuje od míšních kořenů L4-S3 sakrálního plexu (Čihák, 2016; Gilroy, 2020; Hudák, 2018). Po odstupu z plexu prochází skrze foramen infrapiriforme na zadní stranu stehna. Mezi svaly zadní skupiny stehna následně sestupuje až k fossa poplitea. N. ischiadicus se může dělit kdekoliv mezi foramen infrapiriforme a fossa poplitea na dvě hlavní větve – n. tibialis a n. peroneus communis.

N. tibialis prostupuje skrze fossa poplitea, dále podbíhá arcus tendineus m. solei a sestupuje mezi svaly zadní skupiny svalů bérce, které inervuje (Čihák, 2016; Hudák, 2018). Dále probíhá za malleolus medialis skrze canalis malleolaris. V této oblasti (někdy již na bérce) se dělí na dvě konečné větve – n. plantaris medialis a n. plantaris lateralis. Tyto větve prostupují do planty, jejíž svaly také inervují.

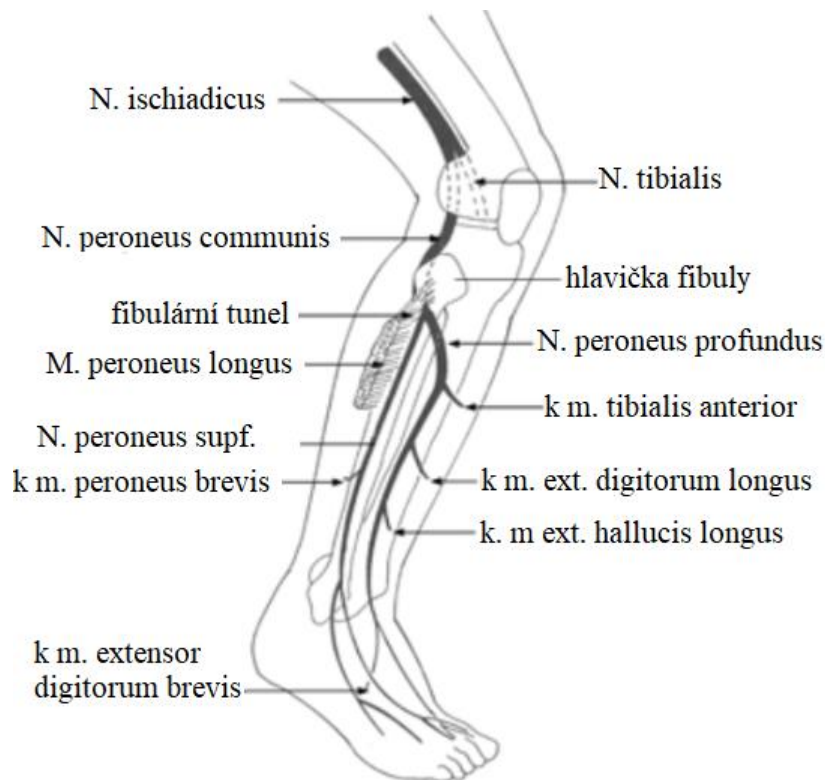


N. peroneus communis (též n. fibularis communis) je ve fossa poplitea uložen laterálně a následně sestupuje laterodistálně za hlavici fibuly, kde se dělí na dvě konečné větve – n. peroneus superficialis a n. peroneus profundus (viz obr. 5).

N. peroneus superficialis běží mezi fibulou a m. fibularis longus. Dále sestupuje ventrodistálně mezi peroneálními svaly, které inervuje. V distální třetině bérce prostupuje fascií na povrch a přes retinacula musculorum extensorum se dostává na dorzum nohy, kde se dále dělí na menší větve.

N. peroneus profundus prostupuje skrze m. fibularis longus ventrálně mezi svaly přední skupiny bérce, které inervuje. Dále sestupuje podél membrana interossea cruris až na dorzum nohy.

Obr. 5 – Průběh, anatomické vztahy a hlavní větve n. peroneus communis. (Stewart, 2008)



### 3.3 Krokový cyklus

Při bipedální chůzi vykonávají dolní končetiny repetitivní, cyklické sekvence pohybů (Perry, 2010; Vařeka, 2009). Jednu sekvenci pohybů jedné dolní končetiny nazýváme krokový cyklus (viz obr. 6), který lze označit za základní funkční jednotku chůze (Cuccurullo, 2019). Krokový cyklus se skládá ze dvou hlavních fází – oporné a švihové (Cuccurullo, 2019; Perry, 2010; Vařeka, 2009).

Oporná fáze (Stance Phase) zabírá přibližně 60 % času krokového cyklu. Začíná v okamžiku prvního kontaktu dolní končetiny s podložkou a je ukončena až v momentě jejího odlepení od podložky. Lze ji dále dělit na 5 období:

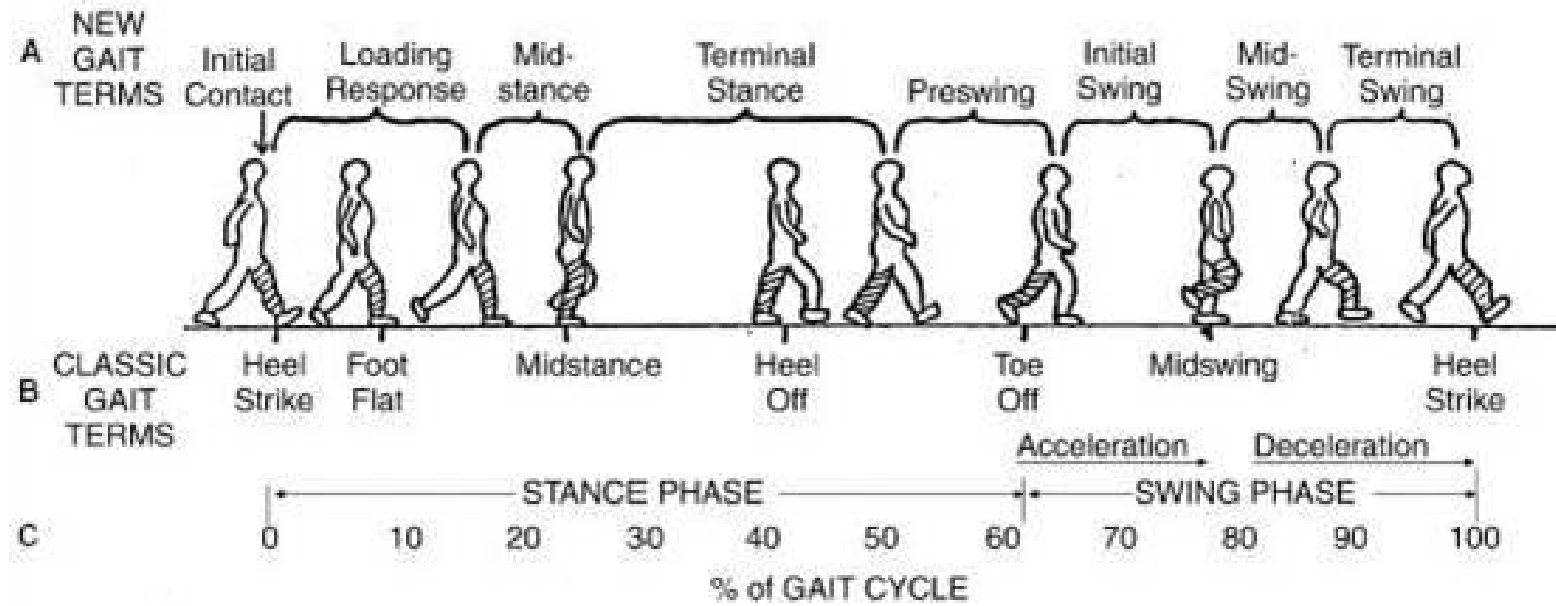
- 1) *Iniciální kontakt* (Initial Contact): Okamžik, při kterém dochází k prvnímu kontaktu nohy s podložkou (Cuccurullo, 2019; Perry, 2010). Při běžné chůzi dochází k iniciálnímu kontaktu mezi patou a podložkou (proto bylo dříve toto období označováno jako Heel Strike). Setkáváme se však patologickými i fyziologickými situacemi, kdy místem iniciálního kontaktu není pata, ale jiná část nohy (např. špička u foot drop syndromu či při chůzi obtížným terénem). Proto může být označení Heel Strike zavádějící.
- 2) *Období postupného zatížení* (Loading Response): Neprodleně navazuje na iniciální kontakt (Cuccurullo, 2019). Trvá do okamžiku položení celé plosky (Foot Flat) ipsilaterální končetiny a odlepení kontralaterální končetiny od země (Cuccurullo, 2019; Vařeka, 2009).
- 3) *Období střední opory* (Midstance): Začíná v okamžiku odlepení kontralaterální končetiny od podložky a trvá do okamžiku, při kterém jsou obě dolní končetiny zarovnané ve frontální rovině (Cuccurullo, 2019).
- 4) *Období konečného postavení* (Terminal Stance): Začíná v okamžiku zarovnání obou končetin ve frontální rovině a končí v okamžiku těsně před iniciálním kontaktem kontralaterální končetiny (Cuccurullo, 2019). Dochází při něm k aktivnímu odrazu, který je nejdůležitější pro pohyb vpřed (Vařeka, 2009). Dříve bylo toto období označováno jako Heel Off, protože při něm za fyziologických podmínek dochází k odlepování paty ipsilaterální končetiny.
- 5) *Období předšvihu* (Preswing): Začíná iniciálním kontaktem kontralaterální končetiny a končí v okamžiku těsně před odlepením ipsilaterální končetiny od země

(Cuccurullo, 2019). Dříve bylo toto období označováno jako Toe Off, protože za fyziologických podmínek přechází ve švihovou fázi pasivním odlepením špičky.

Švihová fáze (Swing Phase) zabírá přibližně 40 % času krokového cyklu (Cuccurullo, 2019; Perry, 2010; Vařeka, 2009). Trvá od ukončení období předšvihu až do iniciálního kontaktu. Lze ji dále dělit na 3 období:

- 1) *Období zahájení švihu* (Initial Swing): Dochází při něm k odlepení dolní končetiny od podložky a rychlé, maximální flexi kolenního kloubu v rámci krokového cyklu (Cuccurullo, 2019).
- 2) *Období středního švihu* (Mid Swing): Neprodleně navazuje na flexi kolenního kloubu a končí v okamžiku, kdy se díky rychlé flexi kyčelního kloubu dostává tibia do vertikální polohy (Cuccurullo, 2019; Perry, 2010).
- 3) *Období ukončení švihu* (Terminal Swing): V tomto období dochází k deceleraci pohybů, extenzi kolene a ukončení švihové fáze v momentě iniciálního kontaktu (Cuccurullo, 2019; Perry, 2010).

Obr. 6 – Krokový cyklus: (A) Nové termíny. (B) Staré termíny. (C) Časová osa krokového cyklu při běžné chůzi. (Cuccurullo, 2019)



## 4. Foot drop syndrom

Foot drop syndrom je klinickým projevem poruchy chůze – krokového cyklu. Jedná se o neschopnost provést volní dorzální flexi kotníku, a tedy také neschopnost zvednout špičku nohy v průběhu švihové fáze chůze (Cameron, 2010). Charakteristickým klinickým obrazem je přepadávání špičky dolů, táhnutí nohy za sebou, došlapování na palec a „plácnutí“ nohy o zem při došlapu. (Cameron, 2010; Růžička, 2019).

Patofyziologickým podkladem foot drop syndromu je narušení volní kontroly svalů přední a laterální skupiny bérce (zejména dorsiflexorů kotníku), ke kterému může dojít nejen následkem centrální parézy, ale také při lézi n. peroneus nebo kořene L5 (Barr, 2016; Cameron, 2010; Dapul, 2015; Růžička, 2019; Stein, 2010; Votava, 2001).

Kromě poruchy motorického řízení dorziflexorů kotníku se často vyskytují další patologické mechanismy, které stav pacienta dále zhoršují. Může se jednat o senzitivní poruchy (poruchy hlubokého i povrchového cití), spasticitu plantárních flexorů kotníku, oslabení svalových skupin kolene a kyčle či bolest (myskeletálního i neurologického původu) (Perry, 2010; Stein, 2010).

Kombinací všech výše zmíněných patologických mechanismů dochází na postižené dolní končetině k patologickým změnám všech parametrů chůze (Perry, 2010; Stein, 2010). Je snížena rychlost chůze, délka kroku i kadence kroků. Trvání stojné fáze na postižené straně je sníženo, naopak trvání švihové fáze na postižené straně je zvýšeno. Zároveň dochází ke změnám směru, rychlosti, rozsahu a síly pohybů v jednotlivých kloubech dolní končetiny.

Většina pacientů si vytvoří pohybový stereotyp, který kompenzuje projevy foot drop syndromu a snižuje tak riziko zakopnutí o špičku (Cameron, 2010; Dapul, 2015; Růžička, 2019). Nejčastějším kompenzačním stereotypem je zvedání kolena při švihové fázi (tzv. kohoutí chůze), setkat se ale můžeme také s elevací pánve či cirkumdukčním vzorcem chůze.

### 4.1 Pomůcky pro korekci foot drop syndromu

V praxi se pro korekci footdrop syndromu nejčastěji využívá peroneální ortéza (AFO – ankle foot orthosis) (Bethoux, 2015; Novotná, 2019; Sheffler, 2006). Jedná se o poměrně levnou pomůcku, která je většinou vyrobena z polypropylenu či karbonu (viz obr. 9) (Bethoux, 2015; Novotná, 2019). Ortéza mechanicky podepírá nohu a udržuje

ji v neutrálním postavení tak, aby nedocházelo k zakopávání o špičku při chůzi. Již mnoho studií potvrdilo pozitivní efekt AFO při kompenzaci foot drop syndromu. Abe (2009), Cameron (2010), Cattaneo (2002) a Esquenazi (2009) uvádí zlepšení nejen rychlosti a statické stability chůze, ale také dalších parametrů, jako je symetrie, kadence či délka kroku. Některé studie však zmiňují také negativa AFO. Lairamore (2011), Vistamehr (2014) a Seel (2016) upozorňují na omezení mobility kotníku a snížení svalové aktivity (zejména m. tibialis anterior), které může vyústit až ve svalovou atrofii a ovlivnění dynamické stability.

V posledních letech je stále častěji užívanou alternativou AFO peroneální funkční elektrostimulace (FES). Jde o využití přesně cílené elektrické stimulace, která vyvolává kontrakci paralyzovaných svalů (Bethoux, 2015). V případě foot drop syndromu je pomocí FES stimulována dorzální flexe v kotníku během švihové fáze krokového cyklu (Bethoux, 2015; Novotná, 2019). Dochází tak ke zmírnění projevů foot drop syndromu a zlepšení parametrů chůze.

## **5. Funkční peroneální elektrostimulace**

### **5.1 Účinky a jejich princip**

Neurofyziologickým principem účinku FES je generování akčních potenciálů na nepoškozených periferních nervech za pomoci pulzního elektrického proudu (Schauer, 2017). Přímou elektrickou stimulací motorických nervů pak dochází k vyvolání kontrakce jimi inervovaných svalů. V případě peroneální FES dochází k podráždění n. peroneus communis a následnému tetanickému stahu m. tibialis anterior a dalších svalů anterolaterální skupiny na bérce, a tedy dorzální flexi a everzi v kotníku (Stein, 2010; Votava, 2001).

Zároveň některé studie dokazují, že FES může mít vliv na inhibiční interneurony a inhibovat tak antagonisty dorzálních flexorů nohy, tedy zejména m. triceps surae (Obata, 2015; Stein, 2010).

#### **5.1.1 Ortotický účinek**

Za ortotický účinek peroneální FES se považuje okamžité zlepšení parametrů chůze při zapnutí stimulace (Dapul, 2015; Everaert, 2010; Novotná, 2019). Dochází ke snížení rizika zakopnutí při švihové fázi díky stimulaci dorzální flexe a zvýšení stability při došlapu díky stimulaci everze (Stein, 2010). To má za následek zlepšení i dalších parametrů chůze, jako je např. rychlost či délka kroku (Barr, 2016; Cameron, 2010; Dapul, 2015; Esnouf, 2010; Jaqueline da Cunha, 2020; Swigchem, 2011).

#### **5.1.2 Terapeutický účinek**

Za terapeutický účinek se považují změny v parametrech chůze a motorických schopnostech postižené končetiny, které, v případě pravidelného užívání přístroje FES, přetrvávají i po vypnutí stimulace (Dapul, 2015; Everaert, 2010). Jedním z potenciálních vysvětlení tohoto efektu je propagace neuroplasticity na základě každodenní stimulace. Výsledky Everaertovy studie (2010), která zkoumala vliv FES na kortikospinální spoje, dokázaly, že pravidelné používání přístroje FES značně posiluje aktivaci motorických korových oblastí a jejich descendentní dráhy a tím terapeuticky ovlivňuje rychlost chůze. Tento efekt byl však zatím pozorován jen u neprogresivních onemocnění, jako je např. CMP (Dapul, 2015; Novotná, 2019). U progresivních onemocnění, zejména u RS, k potvrzení tohoto účinku nedošlo.

### 5.1.3 Nežádoucí účinky

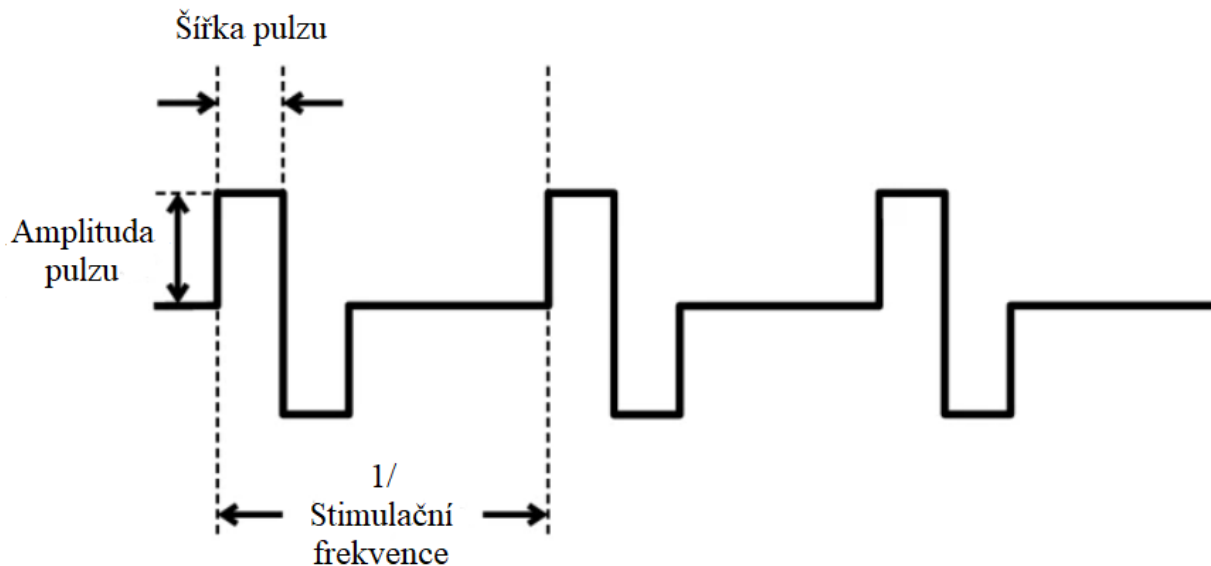
Funkční elektrostimulace může způsobovat některé nežádoucí účinky, které mohou limitovat její použití. Při užívání FES se může objevit:

- iritace kůže pod elektrodami způsobená dlouhodobou stimulací a fixním uložením elektrod,
- svalová únava (Becher, 2016; Doucet, 2012),
- diskomfort až bolest způsobená stimulací aferentních nervů (Seel, 2016),
- vyvolání parestézií či dysestézií u pacientů s RS (Novotná, 2021).

### 5.2 Parametry elektrostimulace

Abychom zajistili vyvolání efektivní svalové kontrakce a snížili riziko nežádoucích účinků, je nezbytné nastavit optimální parametry stimulace. Výsledná síla svalové kontrakce je ovlivněna intenzitou stimulace (šířka pulzu  $\times$  amplituda pulzu) a frekvencí pulzů (viz obr. 7) (Marquez-Chin, 2020; Schauer, 2017).

Obr. 7 – Parametry funkční elektrostimulace (upraveno dle Marquez-Chin, 2020)





### 5.2.1 Stimulační frekvence

Minimální frekvence pro vyvolání svalové kontrakce je ~12,5 Hz (Sheffler, 2007). Čím vyšší je frekvence, tím silnější svalové kontrakce lze docílit, společně s tím však stoupá také nežádoucí svalová únava a diskomfort. Ideální frekvence pro stimulaci svalů dolní končetiny se pohybuje v rozmezí 18–25 Hz.

### 5.2.2 Stimulační intenzita

Zvýšení intenzity umožňuje stimulovat vzdálenější, hlouběji uložené, motorické jednotky a tím zvýšit výslednou svalovou sílu (Sheffler, 2007). Toho lze dosáhnout prodloužením šířky pulzu (doby jeho trvání) či zvýšením jeho amplitudy (Becher, 2016; Seel, 2016; Sheffler, 2007).

Standardně používaná šířka pulzu se pohybuje v rozmezí 200–600  $\mu$ s (Becher, 2016; Doucet, 2012; Schauer, 2017; Kapadia, 2020). Amplituda pulzu se běžně pohybuje v rozmezí 8–50 mA (Kapadia, 2020). Amplituda a šířka pulzu jsou na sobě nepřímo úměrně závislé (Marquez-Chin, 2020). To znamená, že při prodloužení šířky pulzu musíme snížit amplitudu, aby bylo možné vyvolat motorickou odpověď, a naopak při zkrácení šířky pulzu musíme amplitudu zvýšit.

Kromě objektivních hodnot intenzity je nutné brát ohled také na subjektivní vnímání intenzity pacientem. Při aplikaci FES je intenzita stimulace je zvyšována graduálně a v průběhu zvyšování lze identifikovat několik klinicky významných hodnot (Marquez-Chin, 2020). Tyto hodnoty zahrnují:

- 1) *Senzorický práh*: nejnižší intenzita, při které lze stimulaci vnímat, i když není produkován žádný pohyb.
- 2) *Motorický práh*: nejnižší intenzita, která vyvolává viditelné svalové kontrakce, i když kontrakce nevyvolají pohyb končetiny.
- 3) *Maximální tolerovaná intenzita*: maximální úroveň intenzity, kterou pacient toleruje bez pocitu diskomfortu.
- 4) *Operační stimulační intenzita*: intenzita, která se používá při aplikaci FES.

### 5.3 Komponenty přístroje pro funkční elektrostimulaci

Základními komponenty celého přístroje (viz obr. 8) jsou elektrický stimulátor, upínací manžeta a stimulační elektrody.

*Obr. 8 – Přístroj pro FES od BTL Industries Limited (zdroj: vlastní zpracování)*



#### 5.3.1 Elektrický stimulátor

Elektrický stimulátor (viz obr. 9) je zodpovědný za generování elektrických výbojů. Výboje jsou na požadované místo dopravovány prostřednictvím individuálních stimulačních kanálů, které se skládají z propojovacích kabelů a párových elektrod (katody a anody).

V posledních letech se do popředí dostává možnost multikanálového zapojení (Marquez-Chin, 2020; Žarković, 2020). Jedná se o zapojení více stimulačních kanálů najednou za pomoci programovatelného multikanálového stimulátoru. To umožňuje izolovaně stimulovat více nervů, tedy i svalů, zároveň a na každém kanálu nastavit různé parametry elektrické stimulace. Toho lze využít k vyvolání komplexních pohybových vzorců nastavených přesně dle potřeb pacienta (Žarković, 2020). Např. při kompenzaci projevů foot drop syndromu lze vyvolat nejen dorzální flexi v kotníku stimulací m. tibialis anterior, ale také everzi stimulací mm. peronei. Právě multikanálové zapojení umožňuje i prototyp přístroje, který je v rámci této práce testován.

Pro správnou funkci přístroje pro FES je nezbytné správné načasování stimulace v průběhu krokového cyklu. Přístroj zároveň musí reagovat v reálném čase na různé změny podmínek, jako jsou například změny směru chůze (chůze stranou, pozpátku, do schodů...), změny terénu (travnaté plochy, dlažba...) či individuální kompenzační a abnormální vzorce chůze u pacientů s hemiparézou (Kafri, 2015). O načasování stimulace se starají senzory uložené v přístroji, které jsou schopny popsané změny zaznamenávat. Běžně se používají goniometry, gyroskopy, akcelerometry, inklinometry, tlakové spínače a jejich kombinace.

*Obr. 9 – Elektrický stimulátor s propojovacími kabely (zdroj: vlastní zpracování)*



### **5.3.2 Upínací manžeta**

Upínací manžeta umožňuje připevnění přístroje na bérce (viz obr. 10) a zároveň brání adhezivním elektrodám v odlepení v průběhu stimulace. Manžety se vyrábí z textilních materiálů nejčastěji v univerzálních velikostech. Utažení manžety se pak provádí pomocí suchých zipů.

*Obr. 10 – Pozice přístroje na bérce (zdroj: vlastní zpracování)*



### **5.3.3 Stimulační elektrody**

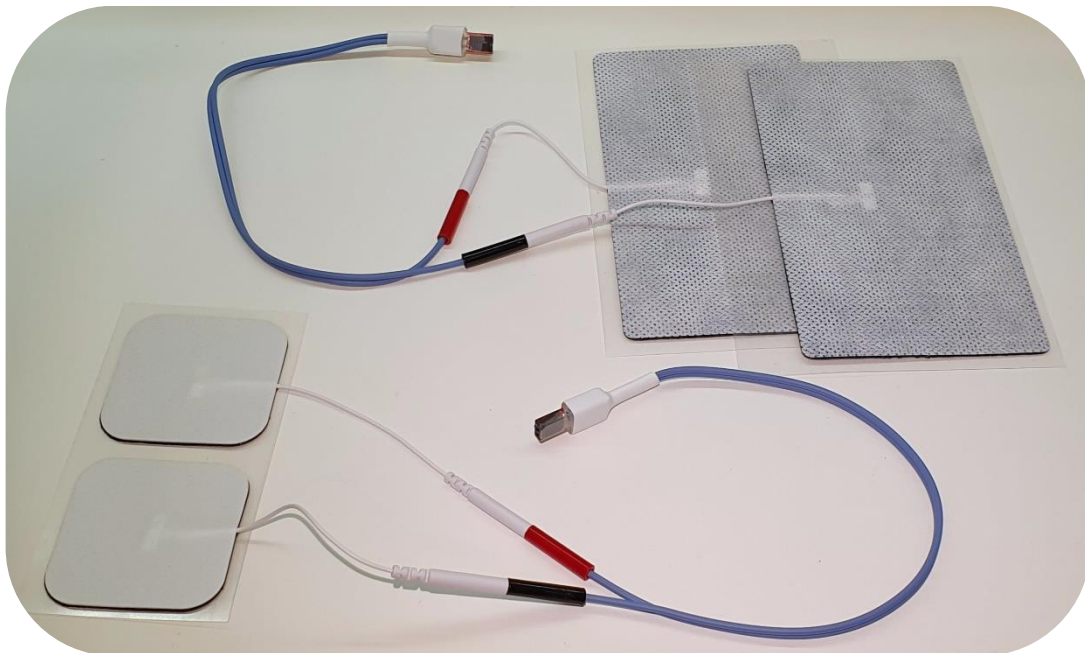
Stimulační pulzy mohou být aplikovány buď prostřednictvím implantovaných elektrod včetně stimulatoru, nebo perkutánně za pomoci jehlových elektrod zaváděných skrze kůži, anebo transkutánně přiložením samolepicích elektrod s vrstvou vodivého gelu na kůži (Schauer, 2017). Každý typ elektrody nabízí jiné výhody a nevýhody s ohledem na jejich flexibilitu, invazivitu zapojení, specifitu stimulace, použitelnost a cenu (Marquez-Chin, 2020).

V ambulantní praxi se nejčastěji používají samolepicí transkutánní elektrody, zejména pro jejich snadnou aplikaci, která nevyžaduje invazivní přístup. Jejich nevýhodou je však možný diskomfort, iritace kůže, problémy se specifickým zacílením elektrostimulace

a omezená hloubka průniku elektrického proudu (Doucet, 2012; Sheffler, 2007). Perkutánní a implantované elektrody tyto nevýhody nemají, ale nutnost invazivního přístupu může být limitující a v případě vzniku infekce i riziková. Tyto elektrody se hodí zejména pro dlouhodobou aplikaci, kdy nabízí větší komfort, spolehlivost, specifitu stimulace a estetické výhody (Sheffler, 2007).

V případě transkutánních elektrod (viz obr. 11) se využívá bipolárního zapojení. Aktivní elektroda se většinou umísťuje nad n. peroneus communis disto-dorzálně od hlavičky fibuly (Becher, 2016; Sheffler, 2006; Stein, 2010). Indiferentní elektroda se nejčastěji umísťuje nad bříško m. tibialis anterior, setkat se můžeme ale i s umístěním nad motorický bod svalu (Doucet, 2012; Stein, 2010).

*Obr. 11 – Transkutánní stimulační elektrody (zdroj: vlastní zpracování)*



#### **5.4 Dávkování terapie**

Dávkování terapie závisí na stimulovaném svalu, zvolených parametrech elektrostimulace, typu a celkovém cíli fyzioterapeutické intervence (Doucet, 2012). Délka jednotlivých programů se může různit od 30minutové terapie jednou denně až po jednogodinové terapie třikrát denně. Celková délka léčby se může různit od dvou týdnů až po tři měsíce, přičemž autoři většinou nespecifikují, z jakých důvodů konkrétní program dávkování zvolili. Dle nejnovějších poznatků a doporučení (Žarković, 2020), je pro maximální podporu neuroplasticity a motorického učení vhodné provádět stimulaci každý den během

všedních denních činností. Hlavním faktorem pro přerušení stimulace je pak v takových případech výskyt nežádoucích účinků, jako je iritace kůže, únava či bolest.

## 5.5 Rešerše klinických studií

V posledních letech vzniká mnoho klinických studií zabývajících se efektem a využitím funkční elektrostimulace. Rostoucí zájem o tuto metodu si lze vysvětlit rychlým rozvojem v oblasti elektrotechniky, díky kterému se stala FES cenově dostupnější a uživatelsky přívětivější. Žádná z posuzovaných studií neuvedla zcela negativní či žádný efekt FES. Studie se však velice často liší v množství pozorovaných pozitivních efektů či v podmínkách, za kterých lze pozitivního efektu dosáhnout.

Pozitivní efekt FES na chůzi potvrdil Esnouf (2010). Barr (2016) ve své studii uvádí, že terapií FES lze dosáhnout zvýšení rychlosti chůze díky lepší neuromuskulární kontrole a zvýšení síly odrazu, nelze však docílit zlepšení všech parametrů chůze a Jaqueline da Cunha (2020) navíc dodává, že chůzi nelze zlepšit jako celek z toho důvodu, že je při ní nutná synchronizovaná souhra mnoha svalů, kterou nejsme schopni při aplikaci FES zajistit. Zmiňuje ale, že pozitivní účinek na chůzi můžeme zvýšit spojením terapie FES s fyzioterapií.

V průběhu let vzniklo také mnoho studií porovnávajících efekt AFO a FES. Cameron (2010) uvádí, že obě metody dokáží kompenzovat foot drop syndrom, zlepšit parametry chůze a působit preventivně proti ztrátám pasivního ROM. Aktivní terapie FES má však výhodu v prevenci ztráty aktivního ROM, zpomalení svalové atrofie, podpoře motorického učení a podpoře neuroplastických změn. Dapul (2015) dále doplňuje pozitivní efekt FES na trofiku měkkých tkání a lepší výsledky při chůzi do schodů a na nerovném terénu u pacientů s FES než u pacientů s AFO. Zároveň jako negativum zmiňuje vysokou cenu přístroje a nutnost dokupování elektrod a baterií. Swigchem (2011), který testoval schopnost vyhnout se překážce při chůzi, rovněž uvedl větší úspěšnost při aplikaci FES oproti AFO.

Sheffler (2006), Wening (2013) a Novotná (2019) tvrdí, že efekt FES a AFO je srovnatelný. Novotná zmiňuje, že při správné indikaci dokáží obě varianty objektivně i subjektivně zlepšit parametry chůze, proto je nutné u každého pacienta vyzkoušet obě varianty a rozhodnout, která bude lépe podporovat pacientovu chůzi. Wening uvádí, že při správné indikaci FES lze z dlouhodobého hlediska dosáhnout lepších výsledků než při správné indikaci AFO.

## 5.6 Přístroje pro FES dostupné na českém trhu

Na českém trhu se v současné době pohybují pouze dvě společnosti, které přístroje pro funkční elektrostimulaci nabízí – Innovative Neurotronics Inc. a Bioness Inc.

Innovative Neurotronics Inc. nabízí přístroj s názvem WalkAide a nově také modernější přístroj WalkAide II (ACP: Outcomes Accelerated, 2022; Innovative Neurotronics Inc., 2010). Starší přístroj WalkAide je bateriový jednokanálový stimulátor, který k synchronizaci stimulace využívá ve stimulátoru uložené senzory zrychlení a náklonu. Základní parametry stimulace lze nastavit přes chytré zařízení, jako je např. mobilní telefon či tablet, díky Bluetooth propojení. Nový přístroj WalkAide II je menší, lehčí a obsahuje interní akumulátor. Zároveň nabízí integrované elektrody z nerezové oceli, díky kterým není nutné před každou aplikací umisťovat adhezivní elektrody.

Bioness Inc. nabízí přístroj Ness L300, jehož základní verze je jednokanálová (Bioness Inc., 2021). Přístroj je však možné rozšířit o kanál stimulující m. quadriceps femoris, nebo ischiokrurální svaly. Díky tomu je možné stimulovat nejen dorzální flexi v kotníku, ale také asistovat při flexi / extenzi kolenního kloubu. Nastavení parametrů stimulace může probíhat taktéž přes propojené chytré zařízení či pomocí dálkového ovládání. Pro synchronizaci stimulace s krokovým cyklem mohou přístroje využít, kromě integrovaných akcelerometrů a gyroskopů, také patní spínač.

Společnost BTL Industries Limited vyvíjí přístroj, který v současné době nabízí možnost dvoukanálové stimulace, ale výrobce plánuje využití až čtyř kanálů zároveň (Žarković, 2020). Výhodou přístroje je možnost uložení elektrod na libovolně zvolené místo a snadné nastavení parametrů stimulace každého z kanálů prostřednictvím dotykové obrazovky, která je integrovaná do těla elektrického stimulátoru. Přítomnost dotykové obrazovky ale oproti výše zmíněným přístrojům navyšuje velikost i váhu stimulátoru. Zároveň by v budoucnu mohl přístroj nabídnout možnost aplikace analgetických a myorelaxačních proudů redukujících míru bolesti a spasticity. Dále se také zvažuje možnost elektrodiagnostiky, díky které by terapeut snadno získal informace o parametrech I/t křivky.

# PRAKTICKÁ ČÁST

## 7. Metody zpracování teoretické části

Teoretickou část práce tvoří stručný přehled problematiky centrálních paréz a rešerše klinických studií FES. Pro vyhledání elektronických odborných pramenů byla využita zejména centrální discovery služba Univerzity Karlovy UKAŽ, která umožňuje z jednoho místa vyhledávat odborné a vědecké informační zdroje dostupné na UK. Zprostředkovává tak přístup k portálům EIZ, bibliografickým a fulltextovým databázím, jako je např. EBSCO, MEDLINE, PubMed nebo Web of Science a také k Repozitáři závěrečných prací UK. Pro vyhledání odborné literatury byl využit Centrální katalog UK.

Základem rešeršní činnosti bylo vyhledávání zdrojů pomocí následujících klíčových slov v českém a anglickém jazyce:

ČJ: funkční elektrostimulace – centrální paréza / spastická paréza – cévní mozková příhoda – roztroušená skleróza – kranio cerebrální trauma – syndrom padající špičky

AJ: functional electrical stimulation – spastic paresis – stroke – multiple sclerosis – craniocerebral trauma – foot drop syndrome

Pro zefektivnění procesu vyhledávání byla klíčová slova kombinována pomocí vyhledávacích operátorů a výsledky vyhledávání tříděny do vhodných kapitol práce.



## **8. Metody zpracování praktické části**

Hlavním cílem bakalářské práce a její praktické části bylo využití nového přístroje pro funkční elektrostimulaci u osob se spastickou parézou a popis jeho funkčnosti, spolehlivosti, ergonomie a uživatelské přívětivosti z pohledu uživatele i fyzioterapeuta.

Praktické části práce se zúčastnili dva probandi s diagnostikovanou spastickou parézou a foot drop syndromem. Intervence u každého z probandů se skládala ze dvou úvodních setkání, čtrnáctidenního domácí testování, během kterého byl probandům přístroj zapůjčen, a závěrečného setkání s fyzioterapeutem.

V průběhu prvního setkání probandi podstoupili vstupní vyšetření, byli seznámeni s přístrojem, jeho funkcemi, nastavením a zásadami užívání a zároveň proběhl základní nácvik mobility s přístrojem pro FES. Druhé setkání bylo zaměřeno zejména na schopnost probandů přístroj samostatně a bezpečně zapínat, nastavovat a ovládat. Na následujících 14 dní byl probandům přístroj zapůjčen do domácích podmínek. Během tohoto období byli probandi instruováni k co nejčastějšímu používání přístroje při všech běžných denních činnostech. Zároveň byli poučeni o hlavních důvodech pro přerušování stimulace, kterými mohly být subjektivní pocit únavy, iritace kůže a vyvolání parestezií, dysestezií, diskomfortu či bolesti. Po uplynutí 14denního úseku se probandi dostavili k závěrečnému setkání, během kterého bylo provedeno výstupní vyšetření a zhodnocení vlastností přístroje probandy formou dotazníkového šetření a semistrukturovaného rozhovoru.

### **8.1 Charakteristika probandů**

Testování prototypu přístroje se zúčastnili dva probandi. Cílovou skupinou byli dospělí lidé, chronicky trpící spastickou parézou a foot drop syndromem v důsledku některé z příčin popsaných v teoretické části práce. Z výběru byli vyřazeni lidé v akutním či subakutním stadiu spastické parézy. Výběr probandů nebyl omezen pohlavím, konkrétní diagnózou ani žádným dalším kritériem, jelikož cílem bylo dosáhnout co největší názorové plurality při hodnocení vlastností testovaného prototypu.

Byli vybráni dva probandi – muž a žena, oba s diagnostikovanou roztroušenou sklerózou. Oba probandi se testování přístroje zúčastnili dobrovolně, na základě informovaného souhlasu (viz příloha č. 1), a s vědomím, že se účastní testování prototypu přístroje, který je stále ve vývoji a jehož podoba a funkce nejsou finální. Probandi byli zároveň poučeni o tom, že testování přístroje neprobíhá v rámci jejich léčby ve zdravotnickém zařízení.

Původní záměr zařadit do výběru také probanda po CMP či probanda s jinou diagnózou nemohl být naplněn z důvodu opoždění vývoje prototypu přístroje pro FES, které následně také zapříčinilo opoždění řešení praktické části práce.

## **8.2 Struktura vstupního a výstupního vyšetření**

Vstupní vyšetření se skládalo z odběru anamnézy, aspekčního vyšetření, základního neurologického vyšetření, komplexního vyšetření spasticity a vyšetření chůze. Základní neurologické vyšetření bylo vzhledem k povaze bakalářské práce zaměřeno zejména na dolní končetiny. Obsahovalo orientační vyšetření svalové síly, vyšetření myotatických reflexů, iritačních a zánikových jevů, taxe pata-koleno a hlubokého a povrchového cití. Spasticita byla vyšetřována dle Graciese (Five-step clinical Assessment in spastic paresis). Chůze byla vyšetřena aspekčně a pomocí 10 Meter Walk Test, a to s přístrojem pro FES i bez přístroje. Při výstupním vyšetření bylo zopakováno vyšetření spasticity a chůze.

### **8.2.1 Five-step clinical Assessment in spastic paresis**

Gracies et al. (2010) vytvořili komplexní testovou baterii pro vyšetření spastické parézy, která se skládá z pěti kroků.

- 1) Měření maximálního pasivního rozsahu – provádí se co nejpomalejším natažením vyšetřované svalové skupiny (aby nedošlo k vyvolání spasticity) a poskytuje informaci o délce měkkých tkání a jejich protažitelnosti.
- 2) Měření úhlu zárazu nebo klonu a stupeň spasticity – provádí se rychlým protažením vyšetřované svalové skupiny a poskytuje informaci o excitabilitě napínacího reflexu. Zároveň je určen stupeň spasticity (viz tab. 5).
- 3) Měření maximálního aktivního rozsahu pohybu – měří rozsah aktivního pohybu oproti vyšetřované svalové skupině a poskytuje informaci o síle antagonistů a odporu agonistů.
- 4) Měření rychlých opakovaných pohybů – měří počet pohybů z nulového postavení do místa maximálního aktivního rozsahu pohybu za přesně daný čas (např. 15 s). Poskytuje informaci o schopnosti provádět opakované pohyby, které jsou součástí všedních denních činností (např. chůze).
- 5) Objektivní a subjektivní hodnocení končetiny – např. pomocí 10 Meter Walk Test nebo Barthel Index.

Vzhledem k povaze bakalářské práce byla tímto vyšetřením testována výhradně spasticita plantárních flexorů kotníku a svalová síla dorzálních flexorů kotníku (pohyb do dorzální flexe v hlezenním kloubu).

*Tab. 5 - Stupně spasticity (zdroj: dle Gracies, 2010)*

<b>Stupeň spasticity</b>	<b>Vyvolaný projev</b>
0	Žádný odpor v průběhu pasivního pohybu
1	Mírný odpor v průběhu pasivního pohybu
2	Zřetelný záraz v konkrétním úhlu, který narušuje pasivní pohyb a je následován uvolněním
3	Vyčerpatelný klonus (<10 s při udržování odporu), objevuje se v konkrétním úhlu a je následován uvolněním
4	Nevyčerpatelný klonus (>10 s při udržování odporu), objevuje se v konkrétním úhlu

### **8.2.2 10 Meter Walk Test**

10 Meter Walk Test (10MWT) je výkonový test, který se používá k měření rychlosti chůze v metrech za sekundu na krátkou vzdálenost (Greenan, 2022). Vyšetřovaný má za úkol urazit vzdálenost 10 m. V klinické praxi se nejčastěji měří pouze prostředních 6 m (první dva metry jsou určeny k akceleraci a poslední dva metry k deceleraci). Vyšetřovaný se může pohybovat buď běžně rychlou chůzí nebo maximálně rychlou chůzí. Vyšetřovaný může během testu používat kompenzační pomůcky, ale v případě opakování testu je nutné kompenzační pomůcky opět použít, aby nedošlo ke zkreslení výsledků.

### **8.3 Základní struktura dotazníku a rozhovoru**

Po ukončení intervencí bylo s každým probandem provedeno dotazníkové šetření a semistrukturovaný rozhovor, které se zaměřily na subjektivní zhodnocení přístroje FES z pohledu funkčnosti, spolehlivosti, ergonomie a uživatelské přívětivosti. Dotazník (viz příloha č.2) sloužil jako základní struktura rozhovoru. Probandům byl poskytnut před provedením rozhovoru, aby se mohli předem seznámit s tématy a rozmyslet si či označit své odpovědi.

## 8.4 Prototyp přístroje pro FES a jeho příslušenství

Předmětem testování byl prototyp přístroje pro FES od společnosti BTL Industries Limited a jeho příslušenství. Přístroj nabízí zcela nové možnosti multikanálové stimulace a snadného individuálního nastavení parametrů elektrostimulace. Kompletní sada zahrnovala elektrický stimulátor, propojovací kabely, adhezivní elektrody, dva druhy upínacích manžet a napájecí kabel. I přes to, že je prototyp přístroje stále ve vývoji, je samozřejmé, že splňuje následující normy:

- 1) základní bezpečnost IEC60601-1:2020 na dielektrickou pevnost a unikající proud;
- 2) EMC dle IEC60601-1-2:2020 vyzařované emise, odolnost proti vodivému šumu, ESD pevnost;
- 3) zvláštní požadavky na elektrické stimulatory dle IEC60601-2-10:2016 splňující požadavky na aplikovanou část BF a funkční požadavky.

## 9. Kazuistické řešení

### 9.1 Kazuistika č. 1

#### ANAMNÉZA

**Iniciály:** J. P.

**Pohlaví:** žena

**Rok narození:** 1979

**Diagnóza:** MKN-10 G35 – pacient s roztroušenou sklerózou

**Datum vyšetření:** 1. 2. 2022

**NO:** Probandka sledovaná pro roztroušenou sklerózu. Diagnostikována před 5 lety, od té doby pozvolná progrese. Stav onemocnění fluktuuje, pravidelné ataky ale nemívá – jen jednu před dvěma lety. Zánětlivá ložiska přítomná zejména v míše. Nejvíce se onemocnění manifestuje spastickou paraparézou DKK, LDK horší. Nyní je stav horší oproti normálu.

**AA:** Sezónní – pyl, prach

**RA:** Žádný výskyt závažných onemocnění v rodině

**OA:** Appendektomie, tonsilektomie, Cov19 prodělala v listopadu – lehký průběh, dočasné zlepšení stavu RS

**FA:** Ocrevus

**Abúzus:** Nepije, nekouří

**SA:** Bydlí v bytě ve 2 patře. Výtah má k dispozici. Žije se 2 malými dětmi, bez manžela.

**PA:** Farmaceutka

**SpA:** Dříve závodně plavala, poté jen rekreačně. Cvičí jógu, doma občas jezdí na rotopedu. Od začátku epidemie Cov19 pohybové aktivity omezila. Nyní hlavně procházky s dětmi. Ujitá vzdálenost je různá – při únavě velmi málo, běžně cca 300 m, maximálně cca 1 km.

**Kompenzační pomůcky:** Trekové hole používá hlavně na procházky a delší vzdálenosti. Běžně je moc nepoužívá.

## **Objektivní hodnocení:**

Orientace: Orientovaná osobou, místem i časem.

Spolupráce: Rozumí, spolupracuje, komunikuje. Bez logopedických či kognitivních obtíží.

Výška: 158 cm

Váha: 54 kg

## **Subjektivní hodnocení obtíží:**

Subjektivně největší problém: Chůze a mobilita DKK – LDK je slabší, hůře nakračuje, zvedá špičku, prolamuje se koleno, občas křeče; PDK je silnější, ale častěji bolí

Únava: Únava je velká, zejména po práci

Bolest: Nyní bez bolesti, občas bolest PDK v oblasti n. ischiadicus – pocit uskřinutí

Pocity ztuhlosti / napětí: Při delším sezení ztuhlost DKK – nutné rozchodit

Kvalita spánku: Usíná dobře, v noci se budí, občas noční křeče DKK

**Předchozí / další RHB:** 1x týdně dochází na fyzioterapii – fasciální manipulace, nácvik mobility DKK, nácvik nároku

## **ASPEKČNÍ VYŠETŘENÍ**

**Kůže:** Barva fyziologická, bez cyanózy, ikteru, dekubitů, varixů. Dobře prokrvená.

**Otoky:** Bez otoků

**Jizvy:** Jizva po appendektomii dobře zahojená

**Pohled zezadu:** Paty krychlovité. Zevně rotační postavení nohou (mj. rotace bérců). Pravá Achillova šlacha silnější. Kontury pravého lýtka výraznější. Popliteální rýhy symetrické. Gluteální rýhy symetrické. Bez laterálního sešikmení pánve. Páteř bez laterálních odchylek. Pravé tajle větší. Spodní úhel pravé lopatky níže. Pravé rameno níže. Mírný úklon a rotace hlavy doleva.

**Pohled z boku:** Klenba nohy mírně oploštěná. Kolenní klouby odemčené. Mírná antevertze pánve. Břišní stěna povolena. Protrakce ramen. Výrazný předsun hlavy.

**Pohled zepředu:** Hallux valgus na pravé noze. Pravá noha postavena více dorzálně. Patelly symetrické. Rotace pánve – levá SIAS ventrálně. Flekční postavení hlavy společně s lateroflexí a rotací doleva.

## NEUROLOGICKÉ VYŠETŘENÍ DOLNÍCH KONČETIN

### **Orientační vyšetření svalové síly na DKK:**

*Tab. 6 – Orientační vyšetření svalové síly – Kazuistika č. 1 (Stupně svalové síly byly modifikovány dle Oxfordské škály)*

Vyšetřovaný kloub	Pohybová komponenta	Stupeň svalové síly	
		LDK	PDK
Kyčelní kloub	ABD	5	5
	ADD	5	5
	FX	3+	4+
	EXT	3+	4+
Kolenní kloub	FX	5	5
	EXT	5	5
Hlezenní kloub	Plantární FX	4	4+
	Dorzální FX	3	4

**Patelární reflex:** Na LDK oslabený

**Reflex Achillovy šlachy:** Symetricky výbavný

**Medioplantární reflex:** Symetricky výbavný

**Příznak Babinského:** Nevyvolána žádná reakce

**Příznak Mingazziniho:** pozitivní (LDK slabší – pokles po 4 s)

**Taxe pata-koleno:** Přesná, bez tremoru, patrné oslabení flexorů kyčle

**Taktilní čítí:** Bez patologie, symetrické

**Polohocit:** Bez patologie

**Pohybocit:** Snížený bilaterálně, na LDK horší

## Five-step clinical Assessment in spastic paresis:

Tab. 7 – Vstupní FSCA – Kazuistika č. 1

	LDK	PDK
Maximální rozsah pasivního pohybu	80°	75°
Úhel zarázu nebo klonu a stupeň spasticity	90°, stupeň 3	90°, stupeň 3
Maximální rozsah aktivního pohybu	80°	80°
Počet opakovaných rychlých pohybů	15 / 15 s	24 / 15 s

## VYŠETŘENÍ CHŮZE

### 10 Meter Walk Test:

Tab. 8 – Vstupní 10 Meter Walk Test – Kazuistika č. 1

	Normální rychlost (m/s)	Nejvyšší rychlost (m/s)
Bez FES	1,19	1,22
S FES	1,42	1,44

### Aspekční hodnocení bez FES:

Vzorec paretické chůze: zadní vzorec chůze, kompenzace mírnou cirkumdukci (bilaterálně, na LDK více), rotací a elevací pánve

Foot drop sy.: Projevuje se bilaterálně, na LDK výrazně více – přístroj pro FES bude umístěn na LDK.

Poloha nohy při došlapu: Zevní rotace nohy (způsobená mj. rotací bérků).

Kolenní klouby: Mírná nestabilita bilaterálně, výrazně nepodklesávají

Délka, šířka a kadence kroku: Nejsou výrazně sníženy, avšak jsou značně nepravidelné.

Stabilita chůze: Chůze nestabilní, časté zakopávání o špičku LDK, zvýšené riziko pádu

Souhyb HKK: Nepravidelný souhyb HKK



### Aspekční hodnocení s FES:

Při použití přístroje bylo možné pozorovat zmírnění kompenzačního úklonu trupu, viditelné zrychlení chůze ale zejména zlepšení stability při chůzi a minimalizování počtu zakopnutí o špičku. Délka kroku nebyla výrazně změněna a cirkumdukční stereotyp chůze zůstal taktéž zachován. Stimulace mm. peroneii viditelně zlepšuje everzi nohy a stabilitu při došlapu.

### VÝSTUPNÍ VYŠETŘENÍ

#### Five-step clinical Assessment in spastic paresis:

Tab. 9 – Výstupní FSCA – Kazuistika č. 1

	LDK	PDK
Maximální rozsah pasivního pohybu	80°	75°
Úhel zárazu nebo klonu a stupeň spasticity	90°, stupeň 3	90°, stupeň 3
Maximální rozsah aktivního pohybu	80°	80°
Počet opakovaných rychlých pohybů	20 / 15 s	25 / 15 s

#### 10 Meter Walk Test:

Tab. 10 – Výstupní 10 Meter Walk Test – Kazuistika č. 1

	Normální rychlost (m/s)	Nejvyšší rychlost (m/s)
Bez FES	1,05	1,21
S FES	1,26	1,35

#### Aspekční vyšetření chůze:

Přetrvávalo stále stejné zlepšení chůze při použití přístroje oproti chůzi bez něj, tedy okamžitý ortotický efekt. Terapeutický vliv na chůzi, tedy zlepšení výsledků výstupního vyšetření oproti výsledkům vstupního vyšetření, nebyl pozorován.

## 9.2 Kazuistika č. 2

### ANAMNÉZA

**Iniciály:** A. S.

**Pohlaví:** muž

**Rok narození:** 1975

**Diagnóza:** MKN-10 G35 – pacient s roztroušenou sklerózou

**Datum vyšetření:** 8. 2. 2022

**NO:** Proband sledovaný pro primárně-progresivní roztroušenou sklerózu. Diagnostikována před 5 lety v srpnu r. 2017. Od dg. došlo během 3/4 roku k prudkému zhoršení motorického stavu – nutné FH. Nyní výrazněji neprogreduje. Onemocnění se projevuje zejména spastickou parézou PDK, frustní spastickou parézou LDK, slabým stiskem rukou, sfinkterovými poruchami a psychickými obtížemi depresivní povahy.

**AA:** Pyl (neobtěžuje, léky nebere)

**RA:** Sestřenice – RS, babička – susp. RS (nebyla diagnostikována)

**OA:** Žádná další závažná onemocnění ani operace. Cov19 prodělal – lehký průběh, ale došlo ke zhoršení projevů RS (zejména spastické dystonie), stále nedošlo ke zlepšení do předchozího stavu

**FA:** Solifenacin, Venlafaxin, Vit. D

**Abúzus:** Zcela výjimečně

**SA:** Bydlí v RD s manželkou a malou dcerou, chodí do 1. patra 15 schodů

**PA:** Administrativní práce (maximálně 4 h/den)

**SpA:** Sportovní aktivity poslední dobou málo, občas procházky (max 300-400 m)

**Kompenzační pomůcky:** FH, momentálně zapůjčený WalkAide

#### **Objektivní hodnocení:**

**Orientace:** Orientován osobou, místem i časem.

**Spolupráce:** Rozumí, spolupracuje, komunikuje. Bez logopedických či kognitivních obtíží.

**Výška:** 180 cm

**Váha:** 84 kg

### **Subjektivní hodnocení obtíží:**

Subjektivně největší problém: Spastická paréza PDK – svalová slabost, zhoršená motorická kontrola, spastická dystonie, spasticita, foot drop sy., zhoršení chůze.

Únava: Při aktivitách nastupuje poměrně rychle.

Bolest: Bez bolestí.

Pocity ztuhlosti / napětí: Poměrně často, závisí na počasí (déšť zhoršuje nejvíce), při úplňku také výraznější.

Kvalita spánku: Usíná dobře, spánek dobrý, pravidelný.

**Předchozí / další RHB:** 1x za půl rok dochází do MS centra FNKV, 1x týdně dochází na fyzioterapii

### **ASPEKČNÍ VYŠETŘENÍ**

**Kůže:** Barva fyziologická, bez cyanózy, ikteru, dekubitů, varixů. Dobře prokrvená.

**Otoky:** Bez otoků.

**Jizvy:** Bez jizev.

**Pohled zezadu:** Paty oblé. Zevně rotační postavení nohou (mj. rotace bérců). Kontury levého lýtka výraznější. Pravá subgluteální rýha výše. Kontury pravých gluteálních svalů méně výrazné. Spodní úhel pravé lopatky níže, pravé rameno níže.

**Pohled z boku:** Klenba nohy bez patologií. Levý kolenní kloub odemčený. Pravý kolenní kloub uzamčený a více zatížený. Pánev předozadně v neutrálním postavení. Křivky páteře oploštěné. Protrakce ramen. Hlava v protrakci, extenzi a mírné pravostranné rotaci.

**Pohled zepředu:** Zevně rotační postavení nohou. Pravá noha uložena více dorzálně. Těžiště přeneseno nad PDK. Pravý kolenní kloub uzamčený. Rotace pánve – pravá SIAS dorzálně. Laterální sešikmení pánve – pravá SIAS kaudálně). Rotace trupu doprava. Pravé rameno níže.

## NEUROLOGICKÉ VYŠETŘENÍ DOLNÍCH KONČETIN

### Orientační vyšetření svalové síly na DKK:

Tab. 11– Orientační vyšetření svalové síly – Kazuistika č. 2 (Stupně svalové síly byly modifikovány dle Oxfordské škály)

Vyšetřovaný kloub	Pohybová komponenta	Stupeň svalové síly	
		LDK	PDK
Kyčelní kloub	ABD	4	3
	ADD	4	4
	FX	4	3
	EXT	5	5
Kolenní kloub	FX	5	4
	EXT	5	5
Hlezenní kloub	Plantární FX	4	2
	Dorzální FX	4	2

**Patelární reflex:** Bilaterálně zvýšený.

**Reflex Achillovy šlachy:** Bilaterálně výbavný klonus.

**Medioplantární reflex:** Bilaterálně výbavný klonus.

**Příznak Babinského:** Bilaterálně pozitivní.

**Příznak Mingazziniho:** Pozitivní (PDK okamžitý pokles)

**Taxe pata-koleno:** Na LDK přesná, bez tremoru. Na PDK pro svalovou slabost nelze.

**Taktilní cití:** Bez patologie, symetrické.

**Vibrační cití:** Bilaterálně oslabené.

**Polohocit:** Bez patologie.

**Pohybocit:** Bez patologie.

## Five-step clinical Assessment in spastic paresis:

Tab. 12 – Vstupní FSCA – Kazuistika č. 2

	LDK	PDK
Maximální rozsah pasivního pohybu	70°	80°
Úhel zarázu nebo klonu a stupeň spasticity	95°, stupeň 3	95°, stupeň 3
Maximální rozsah aktivního pohybu	75°	90°
Počet opakovaných rychlých pohybů	6 / 15 s	9 / 15 s

## VYŠETŘENÍ CHŮZE

### 10 Meter Walk Test (bez kompenzační pomůcky):

Tab. 13 – Vstupní 10 Meter Walk Test – Kazuistika č. 2

	Normální rychlost (m/s)	Nejvyšší rychlost (m/s)
Bez FES	0,62	0,71
S FES	0,99	1,11

### Aspekční hodnocení bez kompenzační pomůcky a bez FES:

Vzorec paretické chůze: Zadní vzorec chůze na PDK, kompenzace mírnou cirkumdukci a vnější rotací DK, úklonem trupu a elevací pánve. LDK relativně stabilní, ale mírné projevy svalového oslabení jsou patrné.

Foot drop sy.: Projevuje se zejména na PDK ihned na začátku švihové fáze – přístroj pro FES bude umístěn na PDK.

Poloha nohy při došlapu: Došlap na předonoží. Noha spíše v inverzi.

Kolenní klouby: V pravém kolenním kloubu téměř nedochází k FX během švihové fáze a během stojné fáze dochází až k mírné hyperextenzi.

Délka, šířka a kadence kroku: Délka kroku je snižena, ale pravidelná.

Stabilita chůze: Chůze je nestabilní, ale nedochází k častému zakopávání o špičku. Zvýšené riziko pádu.

Souhyb HKK: Souhyb LHK výraznější, pomáhá při nároku PDK. Souhyb PHK nevýrazný.

### **Aspekční hodnocení bez kompenzační pomůcky a s FES:**

Při použití přístroje bylo možné pozorovat zmírnění kompenzačního úklonu trupu a cirkumdukce dolní končetiny, mírné prodloužení kroku, viditelné zrychlení chůze a zejména zlepšení stability při chůzi. Stimulace mm. peroneii viditelně zlepšuje everzi nohy a stabilitu při došlapu.

## **VÝSTUPNÍ VYŠETŘENÍ**

### **Five-step clinical Assessment in spastic paresis:**

*Tab. 14 – Výstupní FSCA – Kazuistika č. 2*

	<b>LDK</b>	<b>PDK</b>
<b>Maximální rozsah pasivního pohybu</b>	80°	90°
<b>Úhel zarázu nebo klonu a stupeň spasticity</b>	90°, stupeň 3	100°, stupeň 2
<b>Maximální rozsah aktivního pohybu</b>	75°	100°
<b>Počet opakovaných rychlých pohybů</b>	11/ 15 s	6 / 15 s

### **10 Meter Walk Test:**

*Tab. 15 – Výstupní 10 Meter Walk Test – Kazuistika č. 2*

	<b>Normální rychlost (m/s)</b>	<b>Nejvyšší rychlost (m/s)</b>
<b>Bez FES</b>	0,69	1,06
<b>S FES</b>	0,99	1,18

**Aspekční vyšetření chůze:**

Přetrvávalo stále stejné zlepšení chůze při použití přístroje oproti chůzi bez něj, tedy okamžitý ortotický efekt. Terapeutický vliv na chůzi, tedy zlepšení výsledků výstupního vyšetření oproti výsledkům vstupního vyšetření, nebyl pozorován.

## 10. Výsledky práce

Výsledky práce jsou rozděleny do dvou podkapitol, které zahrnují objektivní porovnání hodnot vstupních a výstupních vyšetření a výsledky dotazníkového šetření.

### 10.1 Porovnání hodnot vstupních a výstupních vyšetření

Získané hodnoty vstupních a výstupních vyšetření spasticity (FSCA) a rychlosti chůze (10 MWT) u jednotlivých probandů lze porovnat v níže přiložených tabulkách.

Tab. 16 – Porovnání výsledků kazuistiky č. 1

		Vstupní vyšetření		Výstupní vyšetření	
		LDK	PDK	LDK	PDK
FSCA	Maximální rozsah pasivního pohybu	80°	75°	80°	75°
	Úhel zarázu nebo klonu a stupeň spasticity	90°, stupeň 3	90°, stupeň 3	90°, stupeň 3	90°, stupeň 3
	Maximální rozsah aktivního pohybu	80°	80°	80°	80°
	Počet opakovaných rychlých pohybů	15 / 15 s	24 / 15 s	20 / 15 s	25 / 15 s
10 MWT		Normální rychlost (m/s)	Nejvyšší rychlost (m/s)	Normální rychlost (m/s)	Nejvyšší rychlost (m/s)
	Bez FES	1,19	1,22	1,05	1,21
	S FES	1,42	1,44	1,26	1,35



Tab. 17 – Porovnání výsledků kazuistiky č. 2

		Vstupní vyšetření		Výstupní vyšetření	
		LDK	PDK	LDK	PDK
<b>FSCA</b>	<b>Maximální rozsah pasivního pohybu</b>	70°	80°	80°	90°
	<b>Úhel zárazu nebo klonu a stupeň spasticity</b>	95°, stupeň 3	95°, stupeň 3	90°, stupeň 3	100°, stupeň 2
	<b>Maximální rozsah aktivního pohybu</b>	75°	90°	75°	100°
	<b>Počet opakovaných rychlých pohybů</b>	6 / 15 s	9 / 15 s	11 / 15 s	6 / 15 s
<b>10 MWT</b>		<b>Normální rychlost (m/s)</b>	<b>Nejvyšší rychlost (m/s)</b>	<b>Normální rychlost (m/s)</b>	<b>Nejvyšší rychlost (m/s)</b>
	<b>Bez FES</b>	0,62	0,71	0,69	1,06
	<b>S FES</b>	0,99	1,11	0,99	1,18

## 10.2 Výsledky dotazníkového šetření

Výsledky dotazníkového šetření byly zpracovány do níže přiložených tabulek, které jsou rozděleny dle povahy otázek – mechanické vlastnosti, ovládání a ergonomie (viz tab. 18) a funkčnost přístroje (viz tab. 19). V tabulkách je uveden počet respondentů, kteří zvolili příslušnou odpověď. Konkrétní odpovědi jednotlivých probandů jsou uvedeny v přílohách č. 3 a 4.

Tab. 18 – Mechanické vlastnosti, ovládání a ergonomie přístroje pro FES

<b>MECHANICKÉ VLASTNOSTI, OVLÁDÁNÍ A ERGONOMIE</b>							
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s čitelností písma?</b>							
Zcela spokojen/a	2	Spíše spokojen/a	-	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á se srozumitelností uživatelského prostředí?</b>							
Zcela spokojen/a	1	Spíše spokojen/a	1	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak Vám vyhovovala velikost ovládacích prvků přístroje? (při zapnutí / vypnutí)</b>							
Zcela spokojen/a	1	Spíše spokojen/a	1	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s rychlostí odezvy přístroje?</b>							
Zcela spokojen/a	1	Spíše spokojen/a	1	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s manipulací s manžetou? (nasazení, zapnutí, odepnutí)</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	2	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s manipulací s kabely?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	-	Spíše nespokojen/a	1	Zcela nespokojen/a	1
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s manipulací s elektrodami?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	2	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s materiálem manžety? (příjemnost na kůži)</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	2	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s pevností materiálu manžety? („vytahání“ manžety)</b>							
Zcela spokojen/a	1	Spíše spokojen/a	1	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s prodyšností manžety?</b>							
Zcela spokojen/a	1	Spíše spokojen/a	1	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-

<b>Jak jste vnímal/a případné zachytávání manžety o oděv?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	1	Spíše nespokojen/a	1	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jakou manžetu jste preferoval/a? (Proč?)</b>							
Menší manžeta			1	Větší manžeta			1
Snadnější manipulace, příjemnější materiál				Lépe drží na místě.			
<b>Kde preferujete umístění elektrostimulátoru?</b>							
Vnější strana bérce			1	Vnitřní strana bérce			1
<b>Vyskytla se situace, kdy Vás velikost či hmotnost přístroje obtěžovala?</b>							
Ano (Jaká?)			1	Ne			1
Hmotnost – přístroj občas sklouzl. Velikost – přístroj se nevejde pod užší kalhoty.				-			
<b>Objevil se v průběhu používání mechanický defekt přístroje či manžet?</b>							
Ano (Jaký?)			2	Ne			-
4x ulomený konektor propojovacích kabelů.				-			
<b>Jaká je maximální výdrž baterie?</b>							
Přibližně 1 den.							

Tab. 19 – Funkčnost přístroje pro FES

FUNKČNOST PŘÍSTROJE									
<b>Dařilo se Vám pokaždé stimulaci správně zacílit? (na první až druhý pokus)</b>									
Ano		2		Ne (Na kolikátý pokus?)				-	
-									
<b>Jak přístroj ovlivnil kvalitu chůze na rovném povrchu?</b>									
Výrazně lepší	2	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil kvalitu chůze v terénu? (schody, nerovný povrch, MHD...)</b>									
Výrazně lepší	1	Mírně lepší	1	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil přepadávání špičky?</b>									
Výrazně lepší	2	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil rychlost chůze?</b>									
Výrazně lepší	1	Mírně lepší	-	Beze změny	1	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil stabilitu chůze?</b>									
Výrazně lepší	1	Mírně lepší	1	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil zahájení a ukončení chůze?</b>									
Výrazně lepší	1	Mírně lepší	1	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil jistotu při chůzi? (zakopávání, strach z pádu...)</b>									
Výrazně lepší	2	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil délku kroku?</b>									
Výrazně lepší	1	Mírně lepší	-	Beze změny	1	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Pozoroval/a jste vliv přístroje na mobilitu při provádění všedních denních činností?</b>									
Výrazně lepší	2	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-

<b>Jak jste vnímal/a synchronizaci stimulace s Vaším krokovým cyklem?</b>							
Vždy synchronizovaná	2	Většinou synchronizovaná	-	Většinou nesynchronizovaná	-	Vždy nesynchronizovaná	-
<b>Jak jste vnímal/a intenzitu elektrických impulzů?</b>							
Zcela snesitelná	1	Spíše snesitelná	1	Spíše nesnesitelná	-	Zcela nesnesitelná	-
<b>Jak často jste musel v průběhu jedné terapie nastavovat intenzitu stimulace?</b>							
Výjimečně jen 1x za den. Běžně nebylo třeba.				Nikdy.			
<b>Byl/a jste s přístrojem celkově spokojený/á? Splnil Vaše očekávání? Změnil/a byste něco?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	2	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-

## 11. Diskuze

Hlavním cílem bakalářské práce bylo využití nového přístroje pro funkční elektrostimulaci u osob se spastickou parézou a popis jeho funkčnosti, spolehlivosti, ergonomie a uživatelské přívětivosti z pohledu uživatele i fyzioterapeuta. Tedy klinické testování prototypu přístroje, jehož výstupem je zpětná vazba pro vývojářský tým.

Původním záměrem bylo využít tento prototyp přístroje u tří probandů s různými příčinami vzniku spastické parézy, různým věkem i pohlavím, aby bylo dosaženo co největší názorové plurality. Bohužel opoždění vývoje prototypu zapříčinilo také opoždění řešení praktické části práce a nedostatečnou časovou dotaci pro zařazení třetího probanda. Proto se testování zúčastnili pouze dva probandi – muž a žena, oba s diagnostikovanou roztroušenou sklerózou, avšak s odlišnými klinickými projevy.

Vzhledem k povaze bakalářské práce nebylo možné využít standardizovaných či objektivních metod pro hodnocení přístroje. Žádné testy či dotazníky hodnotící přístroje pro funkční elektrostimulaci neexistují, a proto byl vytvořen dotazník, pokrývající hlavní témata, která jsou pro vývoj přístroje důležitá – mechanické vlastnosti, ovládání a ergonomie přístroje, manžet a elektrod; funkčnost přístroje a jeho vliv na chůzi. Na stejná témata se následně zaměřilo i hodnocení přístroje terapeutem. Výsledné hodnocení probandy i terapeutem je tedy čistě subjektivní, avšak podložené několikátýdenním testováním (viz kapitola 11.1 a 11.2).

I přes to, že cílem práce nebylo hodnocení efektu samotné funkční peroneální stimulace, který byl potvrzen již v mnoha studiích (viz kapitola 5.5), je možné porovnat výsledky vstupních a výstupních vyšetření (viz kapitola 10.1) jednotlivých probandů. Vzorek probandů, délka testování ani typ práce samozřejmě nejsou adekvátní tomu, aby bylo možné pozorovat či ověřovat účinky FES (viz kapitola 5.1), nicméně okamžitý pozitivní vliv přístroje na výkon v 10 MWT při zapnutí stimulace lze porovnáním výsledků jednoznačně prokázat.

Z testování zároveň vyplynulo, že pro maximální využití možností přístroje je nutné ho používat při všech běžných denních činnostech. Ambulantní užití je sice vhodné pro vyzkoušení přístroje a nastavení správných a individuálních parametrů stimulace, nicméně pacientům nejvíce pomůže kompenzace foot drop syndromu v průběhu celého dne. Hlavní překážkou je v tomto ohledu cena přístroje, která se u běžně používaných přístrojů pro FES pohybuje v řádech statisíců korun. Pokud pacienti nemohou nebo nechtějí investovat

tak vysoké finanční částky, žádají většinou o časově omezené zapůjčení přístroje od neziskových organizací. Z tohoto důvodu není terapie pomocí FES dostupná všem.

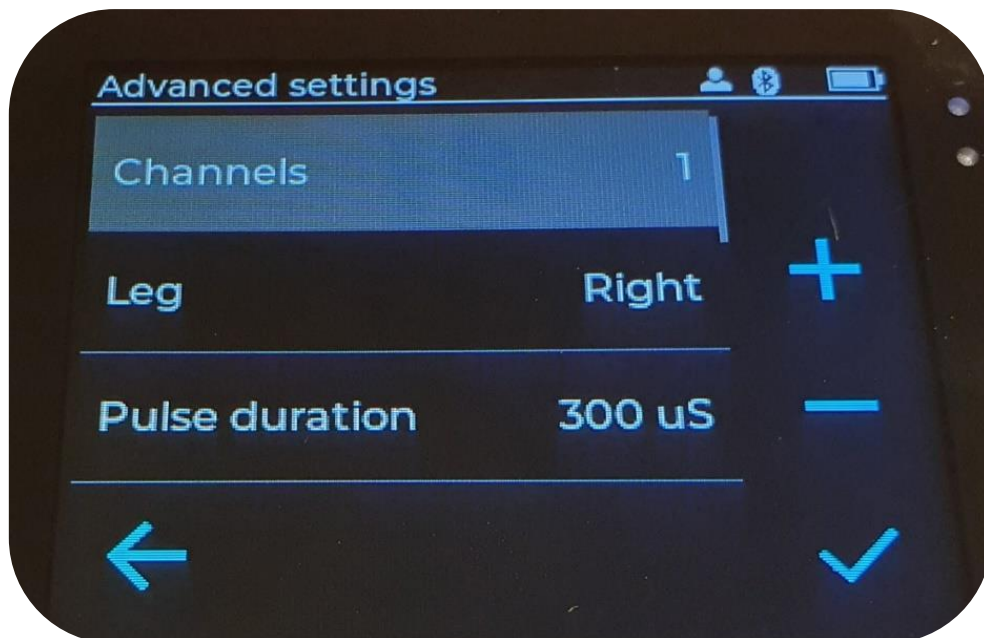
## 11.1 Hodnocení přístroje terapeutem

### 11.1.1 Ovládání a uživatelské prostředí

Ovládání přístroje je z pozice terapeuta poměrně snadné. Uživatelské prostředí (viz obr. 12) je intuitivní a srozumitelné. Jas obrazovky je dostatečný a písmo dobře čitelné. Dotykové ovládání obrazovky je komfortní, rychlost odezvy dobrá a v průběhu používání se nevyskytly žádné závažné softwarové chyby. Nevýhodou přístroje je absence zámku obrazovky. Obrazovka je tak stále zapnutá a reaguje i na nechtěný dotyk, kterým lze stimulaci omylem vypnout.

Mechanická tlačítka na straně přístroje by mohla být o něco větší, lépe přístupná a viditelněji označená – to by dle mého názoru ocenili zejména pacienti s motorickými i senzitivními poruchami na HKK.

Obr. 12 – Uživatelské prostředí přístroje (zdroj: vlastní zpracování)



### 11.1.2 Ergonomie, hmotnost a velikost

Hmotnost přístroje je při manipulaci i stimulaci neomezující. Rozměry stimulatoru jsou však poměrně velké a přístroj nelze pohodlně umístit pod užší kalhoty. To je např. oproti přístroji WalkAide II, jehož rozměry jsou výrazně menší, značnou nevýhodou a limitem při domácím i ambulantním užívání přístroje. Zároveň může být, výrobcem doporučené, umístění přístroje na vnitřní straně bérce problémové u pacientů, kteří mají úzkou bazi. V takovém případě vzniká riziko, že při chůzi pacient o přístroj omylem druhou dolní končetinou zavadí.

### 11.1.3 Nabíjení a výdrž přístroje

Nabíjení přístroje je snadné a nabíjecí port je lehce přístupný i s přístrojem připnutým k manžetě (viz obr. 13). Konektor napájecího kabelu je magnetický, což usnadňuje jeho připojení k přístroji. Přístroj obsahuje integrovaný dobíjecí akumulátor – to může být výhodou a zároveň nevýhodou. Výhodou je možnost opětovného a pohodlného dobití akumulátoru, na rozdíl od přístroje WalkAide, který používá standardně nedobíjitelné AA baterie. Nevýhodou je nižší výdrž akumulátoru – přístroj je nutné při celodenním používání nabíjet každý den, na rozdíl od přístroje WalkAide, jehož baterie vydrží dva až čtyři týdny. Výdrž akumulátoru by teoreticky mohla být zvýšena implementací zámku obrazovky.

*Obr. 13 – Nabíjecí konektor a port přístroje (zdroj: vlastní zpracování)*





#### 11.1.4 Propojovací kabely

Největší problém v průběhu testování přístroje představovaly konektory propojovacích kabelů (viz obr. 14). Tyto konektory jsou velmi křehké a prominují do prostoru. Proto došlo, i při běžném používání přístroje, ke zlomení několika těchto konektorů. Dle výrobce však není podoba konektorů finální a budou dále upraveny.

*Obr. 14 – Detail konektorů propojovacích kabelů (zdroj: vlastní zpracování)*



#### 11.1.5 Adhezivní elektrody

Umístění elektrod na pokožku je snadné a adhezivní elektrody lze libovolně a lehce přesouvat i odstraňovat. Výhodou je možnost výběru různých velikostí elektrod, podle toho, jak velkou plochu je nutné ovlivnit. Oproti přístroji WalkAide je výhodou, že není nutné adhezivní elektrody před použitím vlhčit, a i přes to spolehlivě drží na svém místě. Jen výjimečně došlo v průběhu testování k odlepení elektrod a jejich přichycení na vnitřní stranu kalhot (v takovém případě bylo nutné stimulaci zastavit a elektrody opět správně umístit). Přístroj WalkAide II řeší tento problém integrací elektrod z nerezové oceli přímo do manžety.

### 11.1.6 Upínací manžety

Výrobce poskytl k otestování dva různé prototypy manžet (viz obr. 15 a 16). Obě poskytnuté manžety hodnotím kladně. Širší manžetu lze lépe uchopit a působí pevnějším dojmem, zároveň ji lze k přístroji přichytit pomocí druků, což také přispívá k pocitu pevnosti. S užší manžetou se zase lépe manipuluje a lépe se utahuje. Materiál manžet je příjemný a pevný, suché zipy jsou spolehlivé a nezachytávají se o oděv. Velkou výhodou je možnost odepnutí přístroje z manžety. Nejen, že díky tomu lze s přístrojem volně manipulovat, i když má pacient elektrody i manžetu umístěnou na bérce, ale také to výrazně usnadňuje údržbu a čištění manžet.

*Obr. 15 – Upínací manžeta č. 1 (zdroj: vlastní zpracování)*



*Obr. 16 – Upínací manžeta č. 2 (zdroj: vlastní zpracování)*



### **11.1.7 Funkčnost přístroje a nastavení stimulace**

Nastavení vhodných parametrů stimulace lze provádět velice jednoduše a intuitivně. Je možné měnit počet stimulačních kanálů, hodnoty intenzity, frekvence, šířky pulzu nebo např. ramp-up a ramp-down. Díky tomu lze docílit přesného nastavení parametrů dle potřeb každého pacienta. Nevýhodou nastavení je nutnost postupného navyšování intenzity na obou kanálech při každém zapnutí stimulace. Z pohledu uživatele i fyzioterapeuta by bylo snazší, kdyby si přístroj pamatoval již dříve nastavenou intenzitu na obou kanálech a na základě potvrzení by bylo možné ihned zahájit stimulaci dříve nastavenou intenzitou.

Možnost využití multikanálové stimulace se prokázala jako velmi užitečná zejména u pacientů s foot drop syndromem a zároveň přítomnou poruchou volní kontroly peroneálních svalů. U takových pacientů lze dvěma synchronizovanými kanály stimulovat kromě m. tibialis anterior i mm. peroneii a dosáhnout tak everze nohy, která zajistí kvalitnější a stabilnější došlap. Stimulační kanál lze také umístit nad jakoukoliv jinou, libovolně zvolenou, svalovou skupinu. V případě správné synchronizace jednotlivých kanálů by v budoucnu mohlo být dosaženo současné multikanálové stimulace například svalů bérce a stehenních svalů, která by zajistila komplexní kompenzaci projevů hemiparetické chůze.

Okamžitý pozitivní ortotický vliv přístroje na chůzi bylo možné vidět u všech probandů. Při správném nastavení a zacílení stimulace docházelo k viditelné kompenzaci projevů foot drop syndromu, zvýšení stability i rychlosti chůze, prodloužení kroku a zejména ke snížení rizika pádu. Subjektivní zlepšení chůze bylo podloženo také objektivním měřením (viz kapitola 10.1).

### **11.2 Hodnocení přístroje probandy**

Výsledky hodnocení probandy se od hodnocení terapeutem významně neliší a v hlavních tématech se shodují. Z výsledků dotazníkového šetření (viz kapitola 10.1) a semistrukturovaného rozhovoru vyplývá, že probandi přístroj jako celek hodnotí kladně, upozorňují však na několik negativních vlastností přístroje.

Oba probandi negativně hodnotili zejména konektory propojovacích kabelů (viz kapitola 11.1.4). Při používání přístroje došlo, i přes obezřetnost probandů, k opakovanému zlomení konektorů. Kvůli tomu bylo nutné testování několikrát dočasně přerušit, dokud nebyly poničené konektory vyměněny za nové. Výrobce však uvádí, že finální podoba konektorů by měla problém vyřešit.

Oba probandi uvedli, že u nich došlo 1x – 2x k odlepení adhezivních elektrod a jejich přilepení na vnitřní stranu kalhot. Probandi tak museli stimulaci přerušit a elektrody znovu umístit. Tento problém by mohla vyřešit například textilní punčoška, která by elektrody na bérce fixovala.

Probandka č. 1 si na rozdíl od probanda č. 2 stěžovala na velikost přístroje, kvůli které nemohla přístroj nosit pod užšími kalhotami, a to značně limitovalo používání přístroje v průběhu dne. Zároveň zmínila vyšší hmotnost přístroje, kvůli které ji občas sklouzl. Příčina sklouznutí přístroje však mohla být způsobena také nedostatečným utažením manžety.

Oba probandi zároveň negativně hodnotili absenci zámku obrazovky. Neustále odemknutá obrazovka reagovala i na kontakt oděvu a opakovaně tak docházelo k vypínání stimulace. Probandi si v takovém případě museli vyhrnout nohavici či dokonce sundat kalhoty, aby stimulaci mohli znovu nastavit a zapnout. Sekundární výhodou implementace zámku obrazovky by mohlo být zvýšení výdrže baterie přístroje.

Dalším softwarovým nedostatkem, na který oba probandi také upozorňovali, byl chybějící zvukový signál při nízkém stavu baterie. Vzhledem k tomu, že měli přístroj v naprosté většině případů umístěný pod dlouhými kalhotami, nemohli pohodlně kontrolovat stav baterie zrakem. Náhlé vybití přístroje by mohlo být nejen nepříjemné, ale také nebezpečné.

Posledním vážným nedostatkem, který oba probandi zmiňovali, byla absence možnosti uložit preferovanou intenzitu stimulace. Momentálně je nutné při každém zapnutí stimulace postupně zvyšovat intenzitu od nuly až na požadovanou hodnotu. Okamžité zapnutí dříve zvolené intenzity by však mohlo být rizikové. Proto by tato možnost měla být opatřena oznámením, které by musel pacient nejdříve potvrdit, a poté by intenzita pomalu, avšak automaticky, stoupala k uložené hodnotě.

I přes zmíněné nedostatky hodnotili oba probandi celkovou funkčnost přístroje a jeho kompenzační vliv na projevy foot drop syndromu velice kladně. Uváděli pozitivní vliv na většinu parametrů chůze, zvýšení pocitu jistoty při chůzi, snížení strachu z pádu a zvýšení výkonu při provádění běžných denních činností.

## 12. Závěr

Cílem práce bylo využití nového přístroje pro funkční elektrostimulaci u osob se spastickou parézou a popis jeho funkčnosti, spolehlivosti, ergonomie a uživatelské přívětivosti z pohledu uživatele i fyzioterapeuta. Tento cíl se podařilo naplnit i přes snížení původně plánovaného počtu probandů ze 3 na 2.

Byl otestován prototyp přístroje pro funkční peroneální elektrostimulaci, který nabízí zcela nové možnosti multikanálové stimulace a nastavení všech parametrů elektrostimulace přímo v přístroji pomocí dotykové obrazovky. Přístroj je funkční, spolehlivý a práce s ním je poměrně snadná v klinickém i domácím prostředí. Většina závažnějších nedostatků přístroje, zejména fragilní konektory propojovacích kabelů a chybějící zámek obrazovky, zvuková signalizace a možnost uložení parametrů intenzity, může být snadno odstraněna. Jediným nedostatkem, jehož odstranění by vyžadovalo rozsáhlejší úpravy přístroje jsou poměrně velké rozměry stimulatoru, které limitují umístění přístroje pod úzké kalhoty. Možnost multikanálové stimulace se prokázala jako velmi užitečná již v tomto stádiu vývoje, jelikož díky ní lze efektivně stimulovat kromě dorzální flexe v kotníku také everzi nohy a dosáhnout tak stabilnějšího došlapu. Okamžitý ortotický vliv přístroje na chůzi bylo možné potvrdit subjektivně aspekčním vyšetřením chůze a objektivně porovnáním výsledků 10MTW. Dle subjektivního hodnocení probandů přístroj zlepšil jejich výkon v běžném životě a pozitivně ovlivnil většinu parametrů chůze včetně stability. Pokud se podaří odstranit přítomné nedostatky, mohl by tento přístroj představovat významný posun v oblasti funkční elektrostimulace.

Maximálního účinku přístroje na výkon pacientů v běžných denních činnostech lze dosáhnout pouze při jeho celodenním používání. Ambulantní užití je vhodné zejména pro vyzkoušení přístroje a nastavení správných a individuálních parametrů stimulace, ale výkon pacienta v průběhu dne výrazně neovlivní. Hlavní překážkou je v tomto ohledu cena přístroje, která se u běžně používaných přístrojů pro FES pohybuje v řádech statisíců korun. Pokud pacienti nemohou nebo nechtějí investovat tak vysoké finanční částky, ale přístroj získat chtějí, musí u různých neziskových organizací žádat o jeho časově omezené zapůjčení. Z tohoto důvodu není terapie pomocí FES zatím dostupná všem.

### 13. Referenční seznam

ABE, H. et al. Improving Gait Stability in Stroke Hemiplegic Patients with a Plastic Ankle-Foot Orthosis. *Tohoku J. Exp. Med.* [online]. 2009, **218**(3), 193-199. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/tjem/218/3/218\\_3\\_193/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/tjem/218/3/218_3_193/_article)

AMBLER, Z. Nejčastější mononeuropatie. *Practicus* [online]. 2012, **11**(9-10), 20-24. Dostupné z: <http://www.practicus.eu/data/Practicus2012/practicus2012-09.pdf>

AMBLER, Z. *Základy neurologie*. 7. vydání. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-80-7262-794-3

ARMUTLU, K. *Spasticity and its Management with Physical Therapy Applications with Multiple Sclerosis Patients*. New York: Nova Science Publishers, 2010. ISBN: 978-1-61122-568-6

AUCHSTAETTER, N. et al. Physical Therapists' Use of Functional Electrical Stimulation for Clients With Stroke: Frequency, Barriers, and Facilitators. *Physical Therapy & Rehabilitation Journal* [online]. 2016, **96**(7), 995–1005. Dostupné z: <https://doi.org/10.2522/ptj.20150464>

BARR, J. CH. et al. Orthotic and therapeutic effect of functional electrical stimulation on fatigue induced gait patterns in people with multiple sclerosis. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* [online]. 2016, **12**(6), 560-572. ISSN: 1748-3115 Dostupné z: <https://doi.org/10.3109/17483107.2015.1136702>

BECHER, M. et al. The Effect of an Interphase Interval on Electrically Induced Dorsiflexion Force and Fatigue in Subjects With an Upper Motor Neuron Lesion. *Artificial Organs* [online]. 2016, **40**(8), 778-785. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/aor.12698>

BETHOUX, F. et al. Long-Term Follow-up to a Randomized Controlled Trial Comparing Peroneal Nerve Functional Electrical Stimulation to an Ankle Foot Orthosis for Patients With Chronic Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2015, **29**(10), 911-922. Dostupné z: <https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1177/1545968315570325>

Bioness

BIONESS INC. L300 Go: User's Guide. Valencia [CA]. 2021, 112 s. Dostupné z: [https://www.l300go.com/files/MP602-00664-001\\_Rev\\_H\\_\[efile\].pdf](https://www.l300go.com/files/MP602-00664-001_Rev_H_[efile].pdf)

BRASHEAR, A. *Spasticity: Diagnosis and Management*. New York: Demos Medical Publishing, 2016. ISBN: 9781620700723

CAMERON, M. H. The WalkAide® Functional Electrical Stimulation System: A Novel Therapeutic Approach For Foot Drop in Central Nervous System Disorders. *US Neurology* [online]. 2010, **6**(2), 112-114 Dostupné z: <http://doi.org/10.17925/USN.2010.06.02.112>

CATTANEO, D. et al. Do static or dynamic AFOs improve balance? *Clinical Rehabilitation*. [online]. 2002, **16**(8), 894-899. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12501952/>

CUCCURULLO, S. J. *Physical Medicine and Rehabilitation Board Review*. 4. vydání. New York: Demos Medical Publishing, 2019. eISBN: 978-0-8261-3457-8

ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 3. vydání. Praha: Grada Publishing, 2011. 552 s. ISBN 978-80-247-3817-8.

ČIHÁK, R. *Anatomie 3*. 3. vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. 1272 s. ISBN 978-80-247-5636-3.

DAPUL, G. P., F. BETHOUX. Functional Electrical Stimulation for Foot Drop in Multiple Sclerosis. *US Neurology* [online]. 2015, **11**(1), 10-18. Dostupné z: <http://doi.org/10.17925/USN.2015.11.01.10>

DEMAREST, S. et al. Multiple Sclerosis. In: *Physiopedia* [online]. Datum poslední úpravy: 17. 10. 2020 [cit. 18. 4. 2021]. Dostupné z: [https://www.physiopedia.com/index.php?title=MS\\_Multiple\\_Sclerosis&oldid=254676](https://www.physiopedia.com/index.php?title=MS_Multiple_Sclerosis&oldid=254676)

DONES, I., V. LEVI. *The Diagnosis and Treatment of Spasticity: A Practical Guide*. Newcastle: Cambridge Scholars Publishing, 2019. ISBN: 1-5275-3286-0

DOUCET, B. M., A. LAM a L. GRIFFIN. Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function. *Yale Journal of Biology and Medicine* [online]. 2012, **85**(2), 201-215. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3375668>

ESQUENAZI, A. et al. The Effect of an Ankle-Foot Orthosis on Temporal Spatial Parameters and Asymmetry of Gait in Hemiparetic Patients. *PM&R*. [online]. 2009, **1**(11), 1014-1018. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/tjem/218/3/218\\_3\\_193/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/tjem/218/3/218_3_193/_article)

EVERAERT, D. G. et al. Does Functional Electrical Stimulation for Foot Drop Strengthen Corticospinal Connections? *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2010, **24**(2), 168-177. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/1545968309349939>

GÁL, O., M. HOSKOVCOVÁ a R. JECH, 2015. Neuroplasticita, restituce motorických funkcí a možnosti rehabilitace spastické parézy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2015, **22**(3), 101-127. ISSN 12112658

GILROY, A. M. *Anatomy: An Essential Textbook*. 2. vydání. New York: Thieme, 2017. 528 s. ISBN 978-1-60406-207-6

GILROY, A. M. et al. *Atlas of Anatomy*. 4. vydání. New York: Thieme, 2020. 759 s. eISBN 978-1-68420-204-1

GRACIES, J. M. et al. Five-step clinical assessment in spastic paresis. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2010, **46**(3), 411-421. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20927007/>

GRACIES, J. M. Pathophysiology of Spastic Paresis. I: Emergence of Muscle Overactivity. *Muscle and Nerve* [online]. 2005b, **31**(5), 553-551. Dostupné z: <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=fulltext&D=ovft&CSC=Y&NEWS=N&SEARCH=01445484-200505000-00001.an>

GRACIES, J. M. Pathophysiology of Spastic Paresis. II: Emergence of Muscle Overactivity. *Muscle and Nerve* [online]. 2005a, **31**(5), 552-571. Dostupné z: <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=fulltext&D=ovft&CSC=Y&NEWS=N&SEARCH=01445484-200505000-00002.an>

GREENAN, S. et al. 10 Metre Walk Test. In: *Physiopedia* [online]. Datum poslední úpravy: 20. 1. 2022 [cit. 1. 2. 2022]. Dostupné z: [https://www.physiopedia.com/10\\_Metre\\_Walk\\_Test](https://www.physiopedia.com/10_Metre_Walk_Test)

HUDÁK, R. et al. *Memorix anatomie*. 4. vydání. Praha: Triton, 2018. 607 s. ISBN 978-80-7553-420-0

INNOVATIVE NEUROTRONICS. WalkAide System: User Manual. Timperley: Medical Device & QA Services. 2010, 28 s. Dostupné z: [shorturl.at/eBJN1](http://shorturl.at/eBJN1)

JAQUELINE DA CUNHA, M., K. D. RECH, A. P. SALAZAR and A. S. PAGNUSSAT. Functional electrical stimulation of the peroneal nerve improves post-stroke gait speed when combined with physiotherapy. A systematic review and meta-analysis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2020. ISSN 18770657. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2020.03.012>



JECH, R. Klinické aspekty spasticity. *Neurologie pro praxi* [online]. 2015, **16**(1), 14-19. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2015/01/04.pdf>

JENÍČEK, J. *Efekt peroneální funkční elektrostimulace na chůzi pacientů po cévní mozkové příhodě* [online]. Praha, 2019. Disertační práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce doc. PhDr. Miroslav Petr, Ph.D. Dostupné z: <https://cutt.ly/zvVEJry>

KAFRI, M., Y. LAUFER Therapeutic Effects of Functional Electrical Stimulation on Gait in Individuals Post-Stroke. *Annals Biomedical Engineering* [online]. 2015, **43**, 451–466. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10439-014-1148-8>

KAPADIA, N., B. MOINEAU, M. R. POPOVIC. Functional Electrical Stimulation Therapy for Retraining Reaching and Grasping After Spinal Cord Injury and Stroke. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 2020, 14:718. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fnins.2020.00718>

KATSARA, Maria, Vasso APOSTOLOPOULOS. Editorial: Multiple Sclerosis: Pathogenesis and Therapeutics. *Medicinal Chemistry* [online]. 2018, **2**(14), 2. Dostupné z: <https://www.eurekaselect.com/159578/article>

KHADIR, A. S. Babinski Sign. In: *Physiopedia* [online]. Datum poslední úpravy: 2. 12. 2020 [cit. 24. 8. 2021]. Dostupné z: [https://www.physio-pedia.com/Babinski\\_Sign](https://www.physio-pedia.com/Babinski_Sign)

KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 2. vydání. Praha: Galén, 2020. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

LAIRAMORE, CH. et al. Comparison of tibialis anterior muscle electromyography, ankle angle, and velocity when individuals post stroke walk with different orthoses. *Prosthetics and Orthotics International* [online]. 2011, **5**(4), 402-410. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21816883/>

LOHIA, A., J. MCKENZIE. Neuroanatomy, Pyramidal Tract Lesions. In: *StatPearls* [online]. Datum poslední úpravy 31. 1. 2021. [cit. 24. 8. 2021]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK540976/>

MARKUS, Hugh. et al. *Stroke Medicine*. 2. vydání. Oxford: Oxford University Press, 2016. 609 s. ISBN 9780191058233.

MARQUEZ-CHIN, C., M. R. POPOVIC. Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: a review. *BioMedical Engineering* [online]. 2020, **19**(34). Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12938-020-00773-4>

MATTLE, H., M. MUMENTHALER. *Fundamentals of Neurology: An Illustrated Guide*. 2. vydání. Stuttgart: Thieme, 2017. 456 s. ISBN 9783131364524.

NOVOTNÁ, K. et al. Možnosti ovlivnění syndromu „foot drop“ u pacientů s roztroušenou sklerózou: srovnání vlivu funkční elektrické stimulace a peroneální ortézy – výsledky pilotní studie. *Neurologie pro praxi*. [online]. 2019, 20(2), 138-144. Dostupné z: <https://doi.org/10.36290/neu.2019.102>

NOVOTNÁ, K. *Nežádoucí účinky funkční elektrostimulace u pacientů s roztroušenou sklerózou*. [osobní sdělení]. Praha: Centrum pro demyelinizační onemocnění VFN a 1. LF UK, červenec 2021 [cit. 16. 12. 2021]

OBATA, H. et al. Short-term effect of electrical nerve stimulation on spinal reciprocal inhibition during robot-assisted passive stepping in humans. *European Journal of Neuroscience* [online]. 2015, 42(6) 2283-2288. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/ejn.13000>

PEARL, P. L. *Neuro-Logic: A Primer on Localization*. New York: Demos Medical Publishing, 2014. ISBN: 9781620700419

PERRY, J., J. M. BURNFIELD, L. M. CABICO. *Gait analysis: Normal and pathological function*. 6. vydání. Thorofare: SLACK Inc., 2010. ISBN: 978-1-61711-430-4

PFEIFFER, J. *Neurologie v rehabilitaci*. 1. vydání. Praha: Grada, 2007. 352 s. ISBN 978-80-247-1135-5.

ROSENBAUM, P. et al. The definition and classification of cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2007, 49(109), 1-44. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00001.x>

RŮŽIČKA, E. et al. *Neurologie*. Praha: Triton, 2019. 541 s. ISBN: 978-80-7553-681-5

SEEL, T., C. WERNER, T. SCHAUER. The adaptive drop foot stimulator – Multivariable learning control of foot pitch and roll motion in paretic gait. *Medical Engineering and Physics* [online]. 2016, 38(11), 1205-1213. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.06.009>.

SHEFFLER, L. R., et al. Peroneal Nerve Stimulation versus an Ankle Foot Orthosis for Correction of Footdrop in Stroke: Impact on Functional 53 Ambulation. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2006, **20**(3), 355-360. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/1545968306287925>

SHEFFLER, L. R., J. CHAE. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. *Muscle and Nerve* [online]. 2007, **35**(5), 562-590. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/mus.20758>

SCHAUER, T. Sensing motion and muscle activity for feedback control of functional electrical stimulation: Ten years of experience in Berlin. *Annual Reviews in Control* [online]. 2017, **44**, 355-374. Dostupné z: <https://cutt.ly/vYM8kzV>

SRP, M. Cévní onemocnění mozku a kranio cerebrální poranění [přednáška]. In: Archiv přednášek Neurologické kliniky 1. LF UK a VFN v Praze [online]. Praha: 1. LF UK, 16. 3. 2021 Dostupné z: [https://neurologie.lf1.cuni.cz/1LFNK-294-version1-cmp\\_a\\_kcp\\_2020.pdf](https://neurologie.lf1.cuni.cz/1LFNK-294-version1-cmp_a_kcp_2020.pdf)

STEIN, B. R. et al. Long-Term Therapeutic and Orthotic Effects of a Foot Drop Stimulator on Walking Performance in Progressive and Nonprogressive Neurological Disorders. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2010, **24**(2), 152-167. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19846759/>

STEWART, J. D. Foot drop: where, why and waht to do? *Practical Neurology* [online]. 2008, **8**(3), 158-169. Dostupné z: <https://doi.org/10.1136/jnnp.2008.149393>

SWIGCHEM, van R. et al. Effect of Peroneal Electrical Stimulation Versus an Ankle-Foot Orthosis on Obstacle Avoidance Ability in People With Stroke-Related Foot Drop. *Physical Therapy* [online]. 2012, **92**(3), 398-409. Dostupné z: <https://doi.org/10.2522/ptj.20100405>

ŠVESTKOVÁ, O. et al. *Rehabilitace motoriky člověka: Fyziologie a léčebné postupy*. Praha: Grada, 2017. 320 s. ISBN: 978-80-271-0084-2

TROJAN, S., R. DRUGA, J. PFEIFFER, J. VOTAVA. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. vydání. Praha: Grada, 2005. 240 s. ISBN 80-247-1296-2.

UMPHRED, D. A. et al. *Umphred's neurological rehabilitation*. 6. vydání. Missouri: Elsevier Mosby, 2013. 1262 s. ISBN 978-0-323-07586-2.

VAŘEKA, I., R. VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Vydavatelství UP, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3

VISTAMEHR, A. et al. The influence of solid ankle-foot-orthoses on forward propulsion and dynamic balance in healthy adults during walking. *Clinical biomechanics* [online]. 2014, **29**(5), 583-589. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5893997/>

VOTAVA, J. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi* [online]. 2001, 2(4), 184-189. Dostupné z: <https://cutt.ly/EYMIinx>

WalkAide® II: Next Generation FES Drop Foot Stimulator. In: ACP: Outcomes Accelerated [online]. Reno, ©2022. Dostupné z: <https://www.acplus.com/walkaide-II>

WENING, J., J. FORD, D. JOUETT. Orthotics and FES for maintenance of walking in patients with MS. *Disease-a-Month* [online]. 2013, **59**(8), 284-289. ISSN 0011-5029. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.disamonth.2013.03.016>

ŽARKOVIĆ, D. *Vývoj nového přístroje pro funkční elektrostimulaci*. [osobní sdělení]. Praha: BTL Medical Technologies, CUBE Office Center, 11. 12. 2020 [cit. 21. 12. 2021]

## **14. Seznam použitých zkratek**

**1. LF UK** – 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy

**AFO** – ankle foot orthosis

**AJ** – anglický jazyk

**CMP** – cévní mozková příhoda

**CNS** – centrální nervový systém

**ČJ** – český jazyk

**DKK** – dolní končetiny

**EIZ** – elektronické informační zdroje

**FES** – funkční elektrostimulace

**HKK** – horní končetiny

**LDK** – levá dolní končetina

**m.** – musculus

**n.** – nervus

**PDK** – pravá dolní končetina

**RS** – roztroušená skleróza

**sy.** – syndrom

**tzv.** – takzvaný

**UK** – Univerzita Karlova

**VFN** – Všeobecná fakultní nemocnice

## 15. Seznam obrázků a tabulek a příloh

### Seznam obrázků

Obr. 1 – Schéma centrálního a periferního motoneuronu .....	3
Obr. 2 – Schéma průběhu kortikospinální dráhy s vyznačeným decussatio pyramidum.....	7
Obr. 3 – Patofyziologie spastické parézy .....	8
Obr. 4 – „Začarovaný trojúhelník“ projevů centrální parézy .....	11
Obr. 5 – Průběh, anatomické vztahy a hlavní větve n. peroneus communis.....	15
Obr. 6 – Krokový cyklus .....	18
Obr. 7 – Parametry funkční elektrostimulace.....	22
Obr. 8 – Přístroj pro FES od BTL Industries Limited.....	24
Obr. 9 – Elektrický stimulátor s propojovacími kabely .....	25
Obr. 10 – Pozice přístroje na bérce .....	26
Obr. 11 – Transkutánní stimulační elektrody .....	27
Obr. 12 – Uživatelské prostředí přístroje .....	53
Obr. 13 – Nabíjecí konektor a port přístroje .....	54
Obr. 14 – Detail konektorů propojovacích kabelů .....	55
Obr. 15 – Upínací manžeta č. 1 .....	56
Obr. 16 – Upínací manžeta č. 2 .....	56

### Seznam tabulek

Tab. 1 – Svaly přední skupiny bérce .....	12
Tab. 2 – Svaly laterální skupiny bérce .....	13
Tab. 3 – Svaly zadní skupiny bérce, povrchová vrstva.....	13
Tab. 4 – Svaly zadní skupiny bérce, hluboká vrstva .....	14
Tab. 5 - Stupně spasticity .....	33
Tab. 6 – Orientační vyšetření svalové síly – Kazuistika č. 1 .....	37
Tab. 7 – Vstupní FSCA – Kazuistika č. 1 .....	38
Tab. 8 – Vstupní 10 Meter Walk Test – Kazuistika č. 1 .....	38
Tab. 9 – Výstupní FSCA – Kazuistika č. 1 .....	39
Tab. 10 – Výstupní 10 Meter Walk Test – Kazuistika č. 1 .....	39
Tab. 11– Orientační vyšetření svalové síly – Kazuistika č. 2 .....	42
Tab. 12 – Vstupní FSCA – Kazuistika č. 2 .....	43
Tab. 13 – Vstupní 10 Meter Walk Test – Kazuistika č. 2 .....	43

Tab. 14 – Výstupní FSCA – Kazuistika č. 2 .....	44
Tab. 15 – Výstupní 10 Meter Walk Test – Kazuistika č. 2 .....	44
Tab. 16 – Porovnání výsledků kazuistiky č. 1 .....	46
Tab. 17 – Porovnání výsledků kazuistiky č. 2.....	47
Tab. 18 – Mechanické vlastnosti, ovládání a ergonomie přístroje pro FES.....	48
Tab. 19 – Funkčnost přístroje pro FES .....	50

## **Seznam příloh**

Příloha č. 1 – Informovaný souhlas pacienta

Příloha č. 2 – Dotazník pro hodnocení prototypu přístroje pro funkční elektrostimulaci

Příloha č. 3 – Hodnocení prototypu přístroje pro funkční elektrostimulaci – Kazuistika č. 1

Příloha č. 4 – Hodnocení prototypu přístroje pro funkční elektrostimulaci – Kazuistika č. 2

## 16. Přílohy

Příloha č. 1 – Informovaný souhlas pacienta

### Informovaný souhlas pacienta

Název bakalářské práce (dále jen BP): Využití funkční peroneální elektrostimulace u pacientů se spastickou parézou: Klinické hodnocení nového přístroje pro funkční elektrostimulaci

Stručná anotace BP: Tato bakalářská práce se zabývá testováním prototypu přístroje pro funkční elektrostimulaci od společnosti BTL Industries Limited. Jejím cílem je popsat funkčnost, spolehlivost, ergonomii a uživatelskou přívětivost přístroje z pohledu uživatele i fyzioterapeuta.

Jméno a příjmení pacienta:

Datum narození:

Kazuistika pacienta pod číslem:

- 1) Já, níže podepsaný/á souhlasím s mou účastí v BP, jejíž výsledky budou anonymně zpracovány. Je mi více než 18 let a jsem svéprávný/svéprávná.
- 2) Byl/a jsem podrobně a srozumitelně informován/a o cíli BP a jejich postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Byl mi vysvětlen očekávaný přínos BP.
- 3) Porozuměl/a jsem tomu, že svou účast v BP mohu kdykoliv přerušit či zcela zrušit, aniž by to jakkoliv ovlivnilo průběh mé další léčby. Moje spolupráce při tvorbě BP je dobrovolná.
- 4) Informace získané o mé osobě budou zpracovány a zveřejněny přísně anonymně. Souhlasím s publikováním anonymizovaných dat i jinde než v samotné BP.
- 5) S mou spoluprací při tvorbě BP není spojeno poskytnutí žádné finanční ani jiné odměny.
- 6) Obdržím podepsaný a datem opatřený stejnopis Informovaného souhlasu.

Datum:

Podpis pacienta:

Podpis autora BP:



## Dotazník

### Hodnocení prototypu přístroje pro funkční elektrostimulaci.

Kazuistika č.:

Datum vyplnění:

<b>Máte předchozí zkušenosti s přístrojem FES?</b>							
Ano (Jaké?)			Ne				
<b>MECHANICKÉ VLASTNOSTI, OVLÁDÁNÍ A ERGONOMIE</b>							
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s čitelností písma?</b>							
Zcela spokojen		Spíše spokojen		Spíše nespokojen		Zcela nespokojen	
<b>Jak jste byl/a spokojený/á se srozumitelností uživatelského prostředí?</b>							
Zcela spokojen		Spíše spokojen		Spíše nespokojen		Zcela nespokojen	
<b>Jak Vám vyhovovala velikost ovládacích prvků přístroje? (při zapnutí / vypnutí)</b>							
Zcela spokojen		Spíše spokojen		Spíše nespokojen		Zcela nespokojen	
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s rychlostí odezvy přístroje?</b>							
Zcela spokojen		Spíše spokojen		Spíše nespokojen		Zcela nespokojen	
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s manipulací s manžetou? (nasazení, zapnutí, odepnutí)</b>							
Zcela spokojen		Spíše spokojen		Spíše nespokojen		Zcela nespokojen	
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s manipulací s kabely?</b>							
Zcela spokojen		Spíše spokojen		Spíše nespokojen		Zcela nespokojen	

<b>Jak jste byl/a spokojený/á s manipulací s elektrodami?</b>							
Zcela spokojen		Spíše spokojen		Spíše nespokojen		Zcela nespokojen	
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s materiálem manžety? (příjemnost na kůži)</b>							
Zcela spokojen		Spíše spokojen		Spíše nespokojen		Zcela nespokojen	
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s pevností materiálu manžety? („vytahání“ manžety)</b>							
Zcela spokojen		Spíše spokojen		Spíše nespokojen		Zcela nespokojen	
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s prodyšností manžety?</b>							
Zcela spokojen		Spíše spokojen		Spíše nespokojen		Zcela nespokojen	
<b>Jak jste vnímal/a případné zachytávání manžety o oděv?</b>							
Zcela spokojen		Spíše spokojen		Spíše nespokojen		Zcela nespokojen	
<b>Jakou manžetu jste preferoval/a? (Proč?)</b>							
Menší manžeta				Větší manžeta			
<b>Kde preferujete umístění elektrostimulátoru?</b>							
Vnější strana bérce				Vnitřní strana bérce			
<b>Vyskytla se situace, kdy Vás velikost či hmotnost přístroje obtěžovala?</b>							
Ano (Jaká?)				Ne			
<b>Objevil se v průběhu používání mechanický defekt přístroje či manžet?</b>							
Ano (Jaký?)				Ne			
<b>Jaká je maximální výdrž baterie?</b>							

FUNKČNOST PŘÍSTROJE									
<b>Dařilo se Vám pokaždé stimulaci správně zacílit? (na první až druhý pokus)</b>									
Ano				Ne (Na kolikátý pokus?)					
<b>Jak přístroj ovlivnil kvalitu chůze na rovném povrchu?</b>									
Výrazně lepší		Mírně lepší		Beze změny		Mírně horší		Výrazně horší	
<b>Jak přístroj ovlivnil kvalitu chůze v terénu? (schody, nerovný povrch, MHD...)</b>									
Výrazně lepší		Mírně lepší		Beze změny		Mírně horší		Výrazně horší	
<b>Jak přístroj ovlivnil přepadávání špičky?</b>									
Výrazně lepší		Mírně lepší		Beze změny		Mírně horší		Výrazně horší	
<b>Jak přístroj ovlivnil rychlost chůze?</b>									
Výrazně lepší		Mírně lepší		Beze změny		Mírně horší		Výrazně horší	
<b>Jak přístroj ovlivnil stabilitu chůze?</b>									
Výrazně lepší		Mírně lepší		Beze změny		Mírně horší		Výrazně horší	
<b>Jak přístroj ovlivnil zahájení a ukončení chůze?</b>									
Výrazně lepší		Mírně lepší		Beze změny		Mírně horší		Výrazně horší	
<b>Jak přístroj ovlivnil jistotu při chůzi? (zakopávání, strach z pádu...)</b>									
Výrazně lepší		Mírně lepší		Beze změny		Mírně horší		Výrazně horší	
<b>Jak přístroj ovlivnil délku kroku?</b>									
Výrazně lepší		Mírně lepší		Beze změny		Mírně horší		Výrazně horší	
<b>Pozoroval/a jste vliv přístroje na mobilitu při provádění všedních denních činností?</b>									
Výrazně lepší		Mírně lepší		Beze změny		Mírně horší		Výrazně horší	

<b>Jak jste vnímal/a synchronizaci stimulace s Vaším krokovým cyklem?</b>							
Vždy synchronizovaná		Většinou synchronizovaná		Většinou nesynchronizovaná		Vždy nesynchronizovaná	
<b>Jak jste vnímal/a intenzitu elektrických impulzů?</b>							
Zcela snesitelná		Spíše snesitelná		Spíše nesnesitelná		Zcela nesnesitelná	
<b>Jak často jste musel v průběhu jedné terapie nastavovat intenzitu stimulace?</b>							
<b>Byl/a jste s přístrojem celkově spokojený/á? Splnil Vaše očekávání? Změnil/a byste něco?</b>							
Zcela spokojen		Spíše spokojen		Spíše nespokojen		Zcela nespokojen	

Příloha č. 3 – Hodnocení prototypu přístroje pro funkční elektrostimulaci – Kazuistika č. 1 (zdroj: vlastní zpracování)

Kazuistika č.: 1

Datum vyplnění: 17. 3. 2022

<b>Máte předchozí zkušenosti s přístrojem FES?</b>							
Ano (Jaké?)			Ne				x
<b>MECHANICKÉ VLASTNOSTI, OVLÁDÁNÍ A ERGONOMIE</b>							
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s čitelností písma?</b>							
Zcela spokojen/a	x	Spíše spokojen/a	-	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á se srozumitelností uživatelského prostředí?</b>							
Zcela spokojen/a	x	Spíše spokojen/a	-	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak Vám vyhovovala velikost ovládacích prvků přístroje? (při zapnutí / vypnutí)</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s rychlostí odezvy přístroje?</b>							
Zcela spokojen/a	x	Spíše spokojen/a	-	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s manipulací s manžetou? (nasazení, zapnutí, odepnutí)</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s manipulací s kabely?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	-	Spíše nespokojen/a	x	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s manipulací s elektrodami?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-

<b>Jak jste byl/a spokojený/á s materiálem manžety? (příjemnost na kůži)</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s pevností materiálu manžety? („vytahání“ manžety)</b>							
Zcela spokojen/a	x	Spíše spokojen/a	-	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s prodyšností manžety?</b>							
Zcela spokojen/a	x	Spíše spokojen/a	-	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste vnímal/a případné zachytávání manžety o oděv?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jakou manžetu jste preferoval/a? (Proč?)</b>							
Menší manžeta				Větší manžeta			x
Lépe drží na místě.							
<b>Kde preferujete umístění elektrostimulátoru?</b>							
Vnější strana bérce			x	Vnitřní strana bérce			-
<b>Vyskytla se situace, kdy Vás velikost či hmotnost přístroje obtěžovala?</b>							
Ano (Jaká?)			x	Ne			-
Hmotnost – přístroj občas sklouzl. Velikost – přístroj se nevejde pod užíjí kalhoty.							
<b>Objevil se v průběhu používání mechanický defekt přístroje či manžet?</b>							
Ano (Jaký?)			x	Ne			-
2x ulomený konektor propojovacích kabelů							
<b>Jaká je maximální výdrž baterie?</b>							
Přibližně 12 h (jeden den používání)							

FUNKČNOST PŘÍSTROJE									
<b>Dařilo se Vám pokaždé stimulaci správně zacílit? (na první až druhý pokus)</b>									
Ano		x		Ne (Na kolikátý pokus?)				-	
Kanál na m. tibialis anterior bez obtíží. Kanál na mm. peroneii občas problematický.									
<b>Jak přístroj ovlivnil kvalitu chůze na rovném povrchu?</b>									
Výrazně lepší	x	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil kvalitu chůze v terénu? (schody, nerovný povrch, MHD...)</b>									
Výrazně lepší	x	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil přepadávání špičky?</b>									
Výrazně lepší	x	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil rychlost chůze?</b>									
Výrazně lepší	-	Mírně lepší	-	Beze změny	x	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil stabilitu chůze?</b>									
Výrazně lepší	-	Mírně lepší	x	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil zahájení a ukončení chůze?</b>									
Výrazně lepší	-	Mírně lepší	x	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil jistotu při chůzi? (zakopávání, strach z pádu...)</b>									
Výrazně lepší	x	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil délku kroku?</b>									
Výrazně lepší	-	Mírně lepší	-	Beze změny	x	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Pozoroval/a jste vliv přístroje na mobilitu při provádění všedních denních činností?</b>									
Výrazně lepší	x	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-

<b>Jak jste vnímal/a synchronizaci stimulace s Vaším krokovým cyklem?</b>							
Vždy synchronizovaná	x	Většinou synchronizovaná	-	Většinou nesynchronizovaná	-	Vždy nesynchronizovaná	-
<b>Jak jste vnímal/a intenzitu elektrických impulzů?</b>							
Zcela snesitelná	-	Spíše snesitelná	x	Spíše nesnesitelná	-	Zcela nesnesitelná	-
<b>Jak často jste musel v průběhu jedné terapie nastavovat intenzitu stimulace?</b>							
Výjimečně jen 1x za den. Běžně nebylo třeba.							
<b>Byl/a jste s přístrojem celkově spokojený/á? Splnil Vaše očekávání? Změnil/a byste něco?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-



Příloha č. 4 – Hodnocení prototypu přístroje pro funkční elektrostimulaci – Kazuistika č. 2 (zdroj: vlastní zpracování)

Kazuistika č.: 2

Datum vyplnění: 4. 3. 2022

<b>Máte předchozí zkušenosti s přístrojem FES?</b>							
Ano (Jaké?)		x	Ne				-
WalkAide							
<b>MECHANICKÉ VLASTNOSTI, OVLÁDÁNÍ A ERGONOMIE</b>							
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s čitelností písma?</b>							
Zcela spokojen/a	x	Spíše spokojen/a	-	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á se srozumitelností uživatelského prostředí?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak Vám vyhovovala velikost ovládacích prvků přístroje? (při zapnutí / vypnutí)</b>							
Zcela spokojen/a	x	Spíše spokojen/a	-	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s rychlostí odezvy přístroje?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s manipulací s manžetou? (nasazení, zapnutí, odepnutí)</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s manipulací s kabely?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	-	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	x
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s manipulací s elektrodami?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-

<b>Jak jste byl/a spokojený/á s materiálem manžety? (příjemnost na kůži)</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s pevností materiálu manžety? („vytahání“ manžety)</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste byl/a spokojený/á s prodyšností manžety?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jak jste vnímal/a případné zachytávání manžety o oděv?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	-	Spíše nespokojen/a	x	Zcela nespokojen/a	-
<b>Jakou manžetu jste preferoval/a? (Proč?)</b>							
Menší manžeta			x	Větší manžeta			-
Snadnější manipulace, příjemnější materiál							
<b>Kde preferujete umístění elektrostimulátoru?</b>							
Vnější strana bérce			-	Vnitřní strana bérce			x
<b>Vyskytla se situace, kdy Vás velikost či hmotnost přístroje obtěžovala?</b>							
Ano (Jaká?)			-	Ne			x
-							
<b>Objevil se v průběhu používání mechanický defekt přístroje či manžet?</b>							
Ano (Jaký?)			x	Ne			-
2x ulomený konektor propojovacích kabelů							
<b>Jaká je maximální výdrž baterie?</b>							
Přibližně 1 den							

<b>FUNKČNOST PŘÍSTROJE</b>									
<b>Dařilo se Vám pokaždé stimulaci správně zacílit? (na první až druhý pokus)</b>									
Ano		x		Ne (Na kolikátý pokus?)				-	
-									
<b>Jak přístroj ovlivnil kvalitu chůze na rovném povrchu?</b>									
Výrazně lepší	x	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil kvalitu chůze v terénu? (schody, nerovný povrch, MHD...)</b>									
Výrazně lepší	-	Mírně lepší	x	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil přepadávání špičky?</b>									
Výrazně lepší	x	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil rychlost chůze?</b>									
Výrazně lepší	x	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil stabilitu chůze?</b>									
Výrazně lepší	x	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil zahájení a ukončení chůze?</b>									
Výrazně lepší	x	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil jistotu při chůzi? (zakopávání, strach z pádu...)</b>									
Výrazně lepší	x	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Jak přístroj ovlivnil délku kroku?</b>									
Výrazně lepší	-	Mírně lepší	x	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-
<b>Pozoroval/a jste vliv přístroje na mobilitu při provádění všedních denních činností?</b>									
Výrazně lepší	x	Mírně lepší	-	Beze změny	-	Mírně horší	-	Výrazně horší	-

<b>Jak jste vnímal/a synchronizaci stimulace s Vaším krokovým cyklem?</b>							
Vždy synchronizovaná	-	Většinou synchronizovaná	x	Většinou nesynchronizovaná	-	Vždy nesynchronizovaná	-
<b>Jak jste vnímal/a intenzitu elektrických impulzů?</b>							
Zcela snesitelná	x	Spíše snesitelná	-	Spíše nesnesitelná	-	Zcela nesnesitelná	-
<b>Jak často jste musel v průběhu jedné terapie nastavovat intenzitu stimulace?</b>							
Nikdy.							
<b>Byl/a jste s přístrojem celkově spokojený/á? Splnil Vaše očekávání? Změnil/a byste něco?</b>							
Zcela spokojen/a	-	Spíše spokojen/a	x	Spíše nespokojen/a	-	Zcela nespokojen/a	-

