

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



Fakulta
tělesné kultury

**STREDOFREKVENČNÉ PRÚDY – HISTÓRIA A EVIDENCE BASED
MEDICINE**

Bakalářská práce

Autor: Tereza Cambelová

Študijný program: Fyzioterapie

Vedúci práce: Mgr. Ondřej Laštovička, Ph.D.

Olomouc 2023

Bibliografická identifikácia**Meno autora:** Tereza Cambelová**Názov práce:** Stredofrekvenčné prúdy – história a evidence based medicine**Vedúci práce:** Mgr. Ondřej Laštovička, Ph.D.**Pracovisko:** Katedra fyzioterapie**Rok obhajoby:** 2023**Abstrakt:**

Cieľom práce je zhrnúť poznatky českej a slovenskej literatúry popisujúce problematiku aplikácie stredofrekvenčných prúdov a porovnať ich s literatúrou zahraničnou. Práca je zameraná na základný popis elektrofyziologických a neurofyziologických princípov, objasnenie voľby parametrov frekvenčnej modulácie, spôsobov aplikácie a tým dosiahnutie požadovaných účinkov. Uvedené je taktiež zhrnutie diagnóz, u ktorých sú stredofrekvenčné prúdy využívané najčastejšie. Súčasťou práce je kazuistika pacientky s vertebrogénnym algickým syndrómom bedrovej oblasti a pilotné vyšetrenie analgetického účinku stredofrekvenčných prúdov v rámci tejto diagnózy.

Kľúčové slová:

Elektroterapia, elektrická stimulácia, stredofrekvenčné prúdy, interferenčné prúdy, elektroanalgéria

Súhlasím s požičiavaním tejto práce v rámci knižničných služieb.

Bibliographical identification**Author:** Tereza Cambelová**Title:** Medium-frequency currents – history and evidence based medicine**Supervisor:** Mgr. Ondřej Laštovička, Ph.D.**Department:** Department of Physiotherapy**Year:** 2023**Abstract:**

The aim of the thesis is to summarize the knowledge of Czech and Slovak literature describing the application of medium-frequency currents and to compare them with foreign literature. The paper focuses on the basic description of electrophysiological and neurophysiological principles, clarification of the choice of frequency modulation parameters, methods of application and thus achieving the desired effects. A summary of the diagnoses, for which medium-frequency currents are most frequently used, is also given. A case report of a patient with the vertebrogenic algic syndrome of the lumbar region and a pilot investigation of the analgesic effect of medium-frequency currents in the context of this diagnosis are included.

Keywords:

Electrotherapy, electric stimulation, medium-frequency currents, interferential currents, electroanalgesia

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prehlasujem, že som túto prácu zpracovala samostatne pod vedením Mgr. Ondřeje Laštovičky, Ph.D., uvedla všetky použité literárne a odborné zdroje a dodržovala zásady vedeckej etiky.

V Olomouci dňa 1. května 2023

.....

Ďakujem Mgr. Ondřeji Laštovičkovi, Ph.D. za vedenie, ochotu a cenné pripomienky pri spracovaní tejto bakalárskej práce. Ďalej chcem poďakovať zúčastnenej probandke za jej čas a trpezlivosť a v neposlednej rade ďakujem rodine a blízkym, ktorí ma pri písaní práce podporovali.

ZOZNAM SKRATIEK

AMF – Amplitúdovo modulovaná frekvencia

IF – Interferenčné

LBP – Low back pain

f_n – Nosná frekvencia

SF – Stredofrekvenčné

Sp - Spectrum

OBSAH

1	Úvod.....	10
2	Cieľ práce	11
3	Prehľad poznatkov.....	12
3.1	Princíp fungovania stredofrekvenčných prúdov.....	13
3.1.1	Elektrofyziológické vlastnosti prúdov.....	13
3.1.2	Neurofyziológia účinku prúdov.....	14
3.1.3	Mechanizmus analgetického účinku elektroterapie	16
3.2	Základné parametre stredofrekvenčných prúdov	18
3.2.1	Intenzita.....	18
3.2.2	Nosná frekvencia	19
3.2.3	Amplitúdová modulácia.....	21
3.2.4	Ďalšie nastaviteľné parametre frekvenčnej modulácie.....	23
3.3	Rozdelenie stredofrekvenčných prúdov	26
3.3.1	Tetrapolárna aplikácia	26
3.3.2	Bipolárna aplikácia.....	30
3.4	Porovnanie tetrapolárnej a bipolárnej aplikácie	30
3.4.1	Možnosti spôsobov aplikácie.....	34
3.5	Nežiadúce účinky	35
3.6	Účinky.....	36
3.6.1	Analgetický účinok.....	36
3.6.2	Ďalšie účinky stredofrekvenčných prúdov.....	43
3.6.3	Ďalšie možnosti využitia SF prúdov	46
4	Kazuistika pacienta	48
4.1	Anamnéza	48
4.2	Cielené vyšetrenie.....	49
4.3	Rehabilitačný plán.....	53
4.4	Popis a výsledky pilotného vyšetrenia	55
5	Diskusia.....	57
5.1	Diskusia k teoretickej časti.....	57

5.2	Diskusia k praktickej časti	59
6	Záver	63
7	Súhrn	64
8	Summary	65
9	Referenčný zoznam	66
10	Prílohy.....	73
10.1	Vzor informovaného súhlasu	73
10.2	Potvrdenie o preklade	74

1 ÚVOD

Stredofrekvenčné (SF) prúdy tvoria dôležitú súčasť fyzikálnej terapie, no napriek ich celosvetovému využívaniu odborníci v českej a zahraničnej literatúre uvádzajú vo svojich prácach výrazne odlišné údaje a názory.

Ozcan, Ward a Robertson (2004) vo svojej práci uvádzajú dve hlavné tvrdenia, pochádzajúce z pôvodného článku Dr. Hansa Nemeca, ktorý ako prvý popísal princíp SF prúdov. Prvé tvrdenie hovorí, že používanie SF striedavého prúdu minimalizuje kožnú impedanciu. Druhé zase popisuje princíp interferencie. Tieto základné princípy sú do dnešného dňa uznávané v zahraničnej aj českej odbornej literatúre, no odborníci po celom svete udávajú viaceré odlišné názory týkajúce sa podrobnejších princípov fungovania, aplikácie či vhodnej intenzity týchto prúdov. Od 50. rokov minulého storočia, kedy boli SF prúdy prvýkrát popísané, veda výrazne napredovala, a preto je pochopiteľné, že sa v porovnaní s prvými publikovanými vedeckými článkami dnešné názory ohľadom účinkov, správneho dávkovania, spôsobu aplikácie a množstva ďalších parametrov taktiež vo viacerých bodoch líšia.

Napríklad špecifická voľba jednotlivých parametrov býva českými aj slovenskými autormi udávaná ako dôležitá súčasť správneho fungovania SF prúdov, zatiaľ čo svetová literatúra ich relevantnosť často spochybňuje (Watson, 2008). Ďalším príkladom môže byť dosahovanie väčšej hĺbky účinku, ktoré je často pripisované hlavne tetrapolárnej aplikácii (dvojokruhová aplikácia štyrmi elektródami), no Ozcan et al. (2004) vo svojom výskume dokazujú opačné tvrdenia. Rozdielne názory sú viditeľné aj pri otázkach všeobecných účinkov, z ktorých sa ďalej odvíjajú odlišné indikácie.

2 CIEĽ PRÁCE

Cieľom bakalárskej práce je zhrnúť poznatky českej a slovenskej literatúry popisujúce problematiku aplikácie stredofrekvenčných prúdov a porovnať ich s literatúrou zahraničnou.

3 PREHĽAD POZNATKOV

Česká literatúra radí SF prúdy do kategórie kontaktnej elektroterapie s frekvenciou v rozmedzí 1001–100 000 Hz. V praxi sú využívané nosné frekvencie 2500–12 000 Hz. Vyššie hodnoty frekvencie znamenajú krátku dĺžku periódy ($T=1/f$), resp. impulzov. Krátky impulz spôsobí len malé dráždenie voľných nervových zakončení, čo umožňuje využitie vyššej absolútnej intenzity a tým aj väčšiu hĺbku účinku (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

Využívaný je buď harmonický striedavý prúd alebo salvy impulzov (Vařeka, 1995). Tvar impulzov je rôznorodý, najčastejšie sa jedná o sínusový alebo rektangulárny (Robertson, Ward, Low & Reed, 2006). V zahraničnej literatúre sú často interferenčnými prúdmi označované obecné SF prúdy, ktoré sú ďalej rozdeľované na tetrapolárnu a bipolárnu aplikáciu. Poděbradský a Poděbradská (2009) však označenie „bipolárna interferencia“ považujú za nekorektné. Z tohto dôvodu sú v tejto práci prúdy delené na nemodulované SF prúdy, interferenčné (IF) prúdy (tetrapolárna aplikácia) a premodulované SF prúdy (bipolárna aplikácia).

Bennet (2020) píše, že interferenčné (IF) prúdy boli prvotne využívané ako kozmetická pomôcka. Prvé zmienky o SF prúdoch sú datované do rokov 1950, kedy americké noviny začali vydávať články o novom európskom kozmetickom ošetrovaní pomocou prístroja, ktorý údajne dokázal omladiť opotrebované svaly pomocou vedecky riadených elektrických impulzov. Spomínaný prístroj mal názov Nemectron, pomenovaný po viedenskom elektrickom inžinierovi a objaviteľovi Hansovi Nemecovi. Postupom času sa ich využitie rozšírilo mimo Európu a SF prúdy boli využívané kozmetickými salónmi aj v Brazílii, Austrálii či Spojených štátoch amerických. V prípade Nemectronu boli popisované podobné účinky ako pri stimulácii faradickými prúdmi, konkrétne išlo o svalovú kontrakciu, zlepšenie krvného aj lymfatického toku a zvýšenie metabolizmu v tkanivách. Využívané boli hlavne z dôvodu hlbšieho účinku v porovnaní s faradickým prúdom pri procedúrach ako ošetrovanie celulitídy, tvarovanie postavy, odstraňovanie vrások či posilňovanie svalov tváre. Ich popularita po roku 1960 výrazne klesla ale v niektorých salónoch ich možno nájsť aj dnes (Bennet, 2020).

Ward (2009) vo svojej práci zhrnul historické údaje Hansa Nemeca týkajúce sa IF prúdov. Píše, že Nemec propagoval sínusový striedavý prúd s frekvenciami okolo 5 kHz. Ich princíp vysvetľoval na základe 2 prúdov s mierne odlišnými frekvenciami, ktoré v cieľovom tkanive interferujú a v oblasti prekríženia vytvoria maximálnu stimuláciu. Nemec popisoval výhodu využitia IF prúdov na základe 3 faktov. Po prvé, vďaka použitiu vyšších striedavých frekvencií dochádza k zníženiu kožného odporu. V koži sa preto rozptýli menšie množstvo elektrickej energie, čo zabezpečí nižšiu sensorickú stimuláciu a tým aj zlepšenie komfortu. Po druhé, prekrížením dvoch prúdov v hĺbke tkaniva dochádza k interferencii a vzniká výsledný

modulovaný, nízkofrekvenčný prúd, pričom frekvencia tejto modulácie odpovedá rozdielu dvoch pôvodných striedavých prúdov. Tretí fakt vysvetľuje rozloženie zinterferovaného prúdu v tkanive, ktorý vytvára typický obraz štvorlístka (Ward, 2009).

3.1 Princíp fungovania stredofrekvenčných prúdov

3.1.1 Elektrofyziologické vlastnosti prúdov

Jednosmerný (galvanický) prúd konštantnej intenzity sa šíri tkanivami elektrolyticky, teda pohybom katiónov a aniónov. Čím viac elektrolytov tkanivo obsahuje a čím je pohyb iónov voľnejší, tým je väčšia vodivosť a z toho vyplývajúci menší odpor. Prevažná časť elektrického prúdu tečie mimobunkovými priestormi. Z tohto dôvodu má usporiadanie buniek a priestorov medzi nimi vplyv na veľkosť odporu tkaniva. Suchá pokožka obsahuje malé množstvo elektrolytov, čo znamená, že má veľký odpor. Po zvlhčení elektródovým roztokom však plošný odpor výrazne klesá. Galvanický prúd prestupuje povrchovými vrstvami kože cez vlasové vačky a vývody potných žliaz. Rohovitá vrstva kože, tukové tkanivo a väzivové blany jednosmerný prúd neprepúšťajú, čo z nich robí izolátor – dielektrikum tkanivových kondenzátorov (Hupka, Kolesár & Žaloudek, 1993).

Striedavý prúd kožou preteká dvomi spôsobmi. Okrem prestupu cez vlasové vačky a vývody potných žliaz dokáže formou posuvného prúdu prekonať aj nevodivé časti kože tvoriace dielektrikum (Hupka et al., 1993). Oddelením dvoch oblastí s nízkym odporom (elektróda oddelená od nervu a svalu) oblasťou s vysokým odporom dochádza k vzniku kondenzátoru a tým vzniká kapacitný jav (Robertson et al., 2006).

V tomto prípade je nutné uviesť vzorec pre kapacitný odpor:

$$R_C = \frac{1}{2\pi \cdot f \cdot C}$$

Zo vzorca vyplýva, že pri nezmenenej kapacite kože (C) bude kapacitný odpor (R_C) tým menší, čím väčšia bude frekvencia striedavého prúdu. Vďaka tejto vlastnosti sa účinky SF a vysokofrekvenčných prúdov prejavujú v celej prúdovej oblasti (Hupka et al., 1993). Vařeka (1995) navyše dodáva, že pri vyšších frekvenciách dochádza k rýchlemu striedaniu polarít elektród, čím dochádza ku poklesu až vymiznutiu dráždivého aj elektrického účinku.

Robertson et al. (2006) taktiež upozorňujú, že nízka impedancia kože z dôvodu nízkej hodnoty periódy (pri SF a VF prúdoch) neznamená, že prúd preniká hlbšie a tým výraznejšie ovplyvňuje hlavne hlboko uložené tkanivá. Nízka impedancia síce dovoľuje preniknúť väčšiemu

množstvu prúdu, no hodnota prúdu je v hlboko uložených tkanivách rovnaká ako v stratum corneum - výsledný biologický efekt teda nezáleží na elektrickom prúde, ale na prúdovej hustote.

3.1.2 Neurofyziológia účinku prúdov

Rýchlosť vedenia akčného potenciálu axónom je závislá na myelinizácii a priemere vlákna. (Goats, 1990). Pri použití nízkofrekvenčných prúdov dochádza ku synchronnej depolarizácii. Opakovaná stimulácia v nízkofrekvenčných hodnotách (do 1 kHz) dokáže dosiahnuť dráždiacu intenzitu a vyvoláva depolarizáciu nervového vlákna až dokým nepresiahne maximálnu možnú depolarizačnú frekvenciu. Tá je určená dĺžkou refraktérnej periódy na základe typu vlákna (Vařeka, 1995).

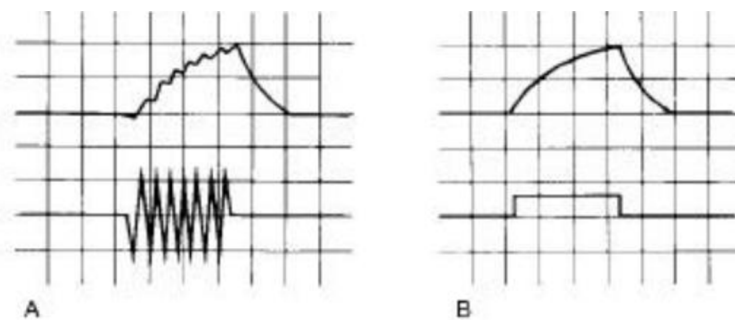
Tabuľka 1

Typy nervových vlákien cicavcov (Waxman, 2009, str. 25)

Typ vlákna	Funkcia	Priemer vlákna (mm)	Rýchlosť vedenia (m/s)	„Spike duration“ (ms)	Absolútna refraktérna perióda (ms)
A α	Propriocepcia, somatická hybnosť	12–20	70–120	0,4–0,5	0,4–1
A β	Dotyk, tlak	5–12	30–70		
A γ	Svalové vretienka	3–6	15–30		
A δ	Bolesť, dotyk, teplota	2–5	12–30		
B	Pregangliové autonómne vlákna	<3	3–15	1,2	1,2
C zadný koreň	Bolesť, reflexné odpovede	0,4–1,2	0,5–2	2	2
C sympatické	Postgangliové vlákna	0,3–1,3	0,7–2,3	2	2

Pri stimulácii s frekvenciou vyššou než 1000 Hz nedokáže každý impulz vyvolať depolarizáciu nervového vlákna. Tým dochádza ku tzv. asynchrónnej depolarizácii, pri ktorej niektoré impulzy spadnú do relatívnej až eventuálne absolútnej refraktérnej fázy. Zatiaľ čo v prvej menovanej je potom ku vyvolaniu depolarizácie nutný omnoho silnejší podnet (došlo ku

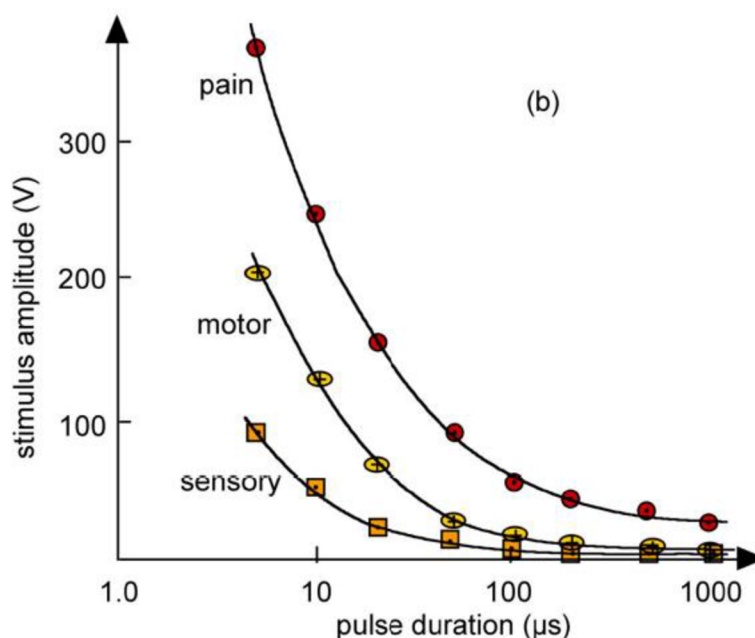
zníženiu senzitivity nervu), v druhej neurón nereaguje vôbec. Predĺžená, neprerušovaná stimulácia konštantnej intenzity vo frekvenciách nad 1 kHz teda spomaľuje alebo až blokuje vznik vzruchu na nervovom vlákne a v prípade dráždenia motorického nervu vedie ku vyčerpaniu nervosvalovej platničky, čo postupne znemožňuje prevod vzruchu nervovým vláknom na svalové vlákno – dochádza tak k deju nazývanému ako Wedenského inhibícia. Po každej depolarizácii by preto mala byť stimulácia prerušená, aby sa nervové vlákno (popr. motorická platnička) mohlo vrátiť do pôvodného stavu. Toho je dosiahnuté buď prerušením dráždiaceho prúdu alebo značným znížením intenzity, ako napríklad pri nízkofrekvenčnej modulácii amplitúdy (Vařeka, 1995). Malé alebo nemyelinizované neuróny pritom majú nižšiu rýchlosť vedenia a dlhšiu refraktérnu periódu (Tabuľka 1) než myelinizované neuróny a prerušenie prenosu vzruchu tak nastane už pri nižších frekvenciách (Goats, 1990). Ako už bolo povedané, ku vyvolaniu depolarizácie v relatívnej refraktérnej fáze je treba oveľa silnejší impulz. Rovnaký efekt však poskytuje aj salva niekoľkých impulzov s pôvodnou amplitúdou, pričom každý z nich o trochu zníži hodnotu transmembránového potenciálu až dokým nedosiahne prah dráždivosti (Obrázok 1). Tento efekt, nazývaný ako Gildemeisterov jav (Konečný et al., 2019; Vařeka, 1995) teda spôsobí asynchrónnu depolarizáciu individuálnych motorických jednotiek, čo je vzor viditeľný aj pri fyziologickej svalovej kontrakcii. Pri nízkofrekvenčných neuromuskulárnych stimuláciách naopak dochádza ku synchronnej depolarizácii a stimulácia SF prúdmi je preto považovaná za superiórnu (Goats, 1990).



Obrázok 1. A. Pri stredofrekvenčnom prúde vzrastá akčný potenciál až po sumácii niekoľkých impulzov (princíp sumácie). B. Pri jednosmernom prúde s rovnakou dĺžkou trvania vzrastá akčný potenciál pri výrazne nižšej amplitúde (Adel & Luykx, 2005, str. 15)

3.1.3 Mechanizmus analgetického účinku elektroterapie

Jedným z hlavných dôvodov využívania SF prúdov je ich analgetický účinok. Autori Venancio, Pelegrini, Gomes, Nakano a Liebano (2013) udávajú, že existuje veľa návrhov vysvetľujúcich tento účinok, no presný mechanizmus ešte stále nebol objasnený. Za najznámejší mechanizmus analgetického účinku autori považujú vrátkovú teóriu bolesti (Venancio et al., 2013). S touto teóriou prišli v 1965 Melzack a Wall, ktorý tvrdili, že sa v zadných rohoch miechy nachádza vrátkový systém (SG neuróny – substantia gelatinosa Rollandi), ktorý moduluje prenos nervových vzruchov z aferentných vlákien do miechových prevodných T-buniek (transmission cells). Miechový vrátkový systém je modulovaný pomerom aktivity v A β , resp. a A δ a C vláknoch. Zvýšená aktivita v A β vláknoch dokáže tlmiť prenos nocicepcie, („zatvárať vrátka“), naopak, zvýšená aktivita v A δ a C vláknoch nociceptívny prenos facilituje, („otvára vrátka“). Cieľom fyzikálnej terapie, ktorá má poskytnúť analgetický účinok, je zvýšenie aktivity (frekvencie vzruchov) v A β vláknoch. K tomu najčastejšie dochádza podráždením voľných nervových zakončení v koži (Poděbradský & Poděbradská, 2009). Ku dosiahnutiu selektívneho dráždenia silných aferentných vlákien je potrebné, aby impulz trval ideálne kratšie než 10 μ s (Obrázok 2) a frekvencia kolísala v rozmedzí 100 Hz (De Domenico, 1982), v intenzite nadprahovo senzitivnej (Poděbradský & Poděbradská, 2009).



Obrázok 2. Graf závislosti amplitúdy a šírky impulzu senzoryckých, motorických a algických prahov získaný pomocou transkutánnej stimulácie (Ward, n.d., str. 85)

Na zložitom procese spracovania nocicepčných vzruchov sa okrem ascendentne vedúcich štruktúr podieľa aj descendentne inhibičný systém, ktorý prostredníctvom descendentne vedúcich nervových vlákien dokáže modulovať nocicepciu v zmysle tlmenia výslednej bolesti (Opavský, 2011). SF prúdy môžu stimuláciou A δ a C vlákien zvýšiť aktivitu descendentných vlákien, ktoré úzko súvisia s produkciou endogénnych opiátov (Goats, 1990). Nociceptívna informácia putuje cez miechu až do stredného mozgu, kde interaguje s rôznymi štruktúrami, najmä periakveduktálnou šedňou, odkiaľ aktivita smeruje do ďalších oblastí mozgového kmeňa, konkrétne do oblasti nuclei raphe (obsahujú serotonergné neuróny) a do oblasti locus coeruleus (noradrenergické neuróny). Z oboch týchto skupín jadier ďalej zostupujú nervové vlákna k zadným vrátkam, v ktorých pomocou neurotransmisie dochádza ku „privieraníu vrátok pre bolesť“ (Opavský, 2011). Na rozdiel od vrátkovej teórie, aktivácia tohto systému závisí na selektívnej stimulácii tenkých vlákien vedúcich nociceptívny podnet. Tenké vlákna je možné stimulovať pri šírke impulzu v rozmedzí 100 a 200 μ s a frekvencii približne 15 Hz (Howson, 1978 in De Domenico, 1982), podľa Poděbradského a Poděbradskej (2009) dokonca 1–2 Hz. Je dôležité spomenúť, že s hodnotami uvedenými Howson, (1978) in De Domenico, (1982) bude taktiež dochádzať k aktivácii silných, myelinizovaných vlákien, no uvedená frekvencia by mala zabezpečiť aktiváciu práve descendentného systému (Howson, 1978 in De Domenico, 1982), keďže vlákna typu C sú podľa (De Domenico, 1982) schopné plynule viesť elektrický stimul s frekvenciou do 15 Hz. Bolesť bude zo začiatku aplikácie intenzívnejšia, no trvácnosť analgetického účinku na základe descendentného inhibičného systému je v porovnaní s vrátkovou teóriou vyššia (Goats, 1990).

Vyššie hodnoty frekvencie výrazne znižujú schopnosť vedenia nociceptívneho podnetu a pri hodnotách 50 Hz dochádza k tzv. fyziologickému bloku, teda úplnému prerušeniu vedenia. Pri A δ vláknach je pozorovaný rovnaký dej, ak frekvencia presiahne hodnotu 40 Hz. Na základe tejto teórie by 100Hz frekvencia aplikovaná na tenké vlákna znížila ich nociceptívnu aktivitu a tým dosiahla analgetický účinok. Teória fyziologického bloku však ešte stále nebola adekvátne demonštrovaná (De Domenico, 1982).

Niektorí autori, napr. De Domenico (1982) a Goats (1990), považujú taktiež aj placebo za dôležitú súčasť fyziologického účinku SF prúdov. Analgetický efekt SF prúdov je dokázaný empiricky aj vedecky, no De Domenico (1982) píše, že prítomnosť pre pacienta neznámeho prístroja s rôznymi svetielkami, tlačidlami a zvukmi by do istej miery taktiež mohol vplývať na výsledný účinok Poděbradský a Poděbradská (2009) však považujú proces vyhodnocovania placebo efektu za nespoľahlivý, pretože priloženie elektród bez aplikácie príslušnej energie môže do istej miery taktiež ovplyvňovať aferentáciu, na ktorej sa podieľajú všetky zmysly spolu so všetkými riadiacimi a regulačnými zložkami organizmu. Zaisťiť podmienky, v ktorých by bola

vylúčená akákoľvek zmena aferentácie je mimoriadne náročné. Navyše tvrdia, že väčšina spôsobov fyzikálnej terapie vznikla z čistej empirie, a preto snaha o vysvetlenie účinkov na základe „západnej“ medicíny nemusí byť vždy úspešná (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

3.2 Základné parametre stredofrekvenčných prúdov

3.2.1 Intenzita

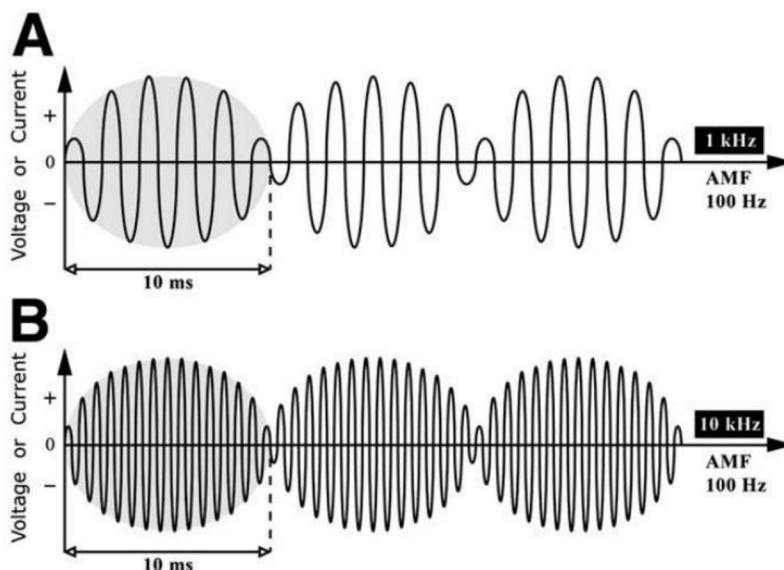
Fuentes, Armijo-Olivo, Magee a Gross (2010b) nepovažujú AMF za najdôležitejší parameter a ako spoľahlivý faktor navrhujú sensorický prah intenzity. S týmto názorom súhlasia aj Poděbradský a Poděbradská (2009), ktorí práve subjektívnu intenzitu považujú za najdôležitejší faktor ovplyvňujúci výsledný účinok elektroterapie. Ozcan et al., (2004) vo svojej práci vysvetľuje princíp jednotlivých prahov. Nervové vlákna sa postupne s rastúcou intenzitou zapájajú pri využití väčších elektród s rovnakou plochou v špecifickom poradí, a to sensorické vlákna, potom motorické a ako posledné sú vlákna nesúce informácie o bolesti. Intenzita podnetu potrebného k vyvolaniu stimulácie daného nervového vlákna je totiž nepriamoúmerná jeho priemeru a priamoúmerná vzdialenosti vlákna od elektródy. Vlákna s väčším priemerom (sensorické a motorické) (Tabuľka 1) sú teda dráždivejšie na vplyv elektrickej stimulácie. $A\alpha$ pritom síce majú najväčší priemer, no $A\beta$ vlákna sú umiestnené bližšie k povrchu, a preto sa zapájajú ako prvé v poradí (Ozcan et al., 2004). Vlákna $A\delta$ a C, prenášajúce informácie o bolesti, majú omnoho vyšší prah dráždivosti v porovnaní s $A\beta$ vláknami, vďaka čomu sú aj napriek ich povrchovému uloženiu dráždené neskôr než sensorické vlákna (Robertson et al., 2006).

Pri štandardnej aplikácii s využitím doskových/vákuových elektród by mal teda pacient pociťovať najprv priechod prúdu (intenzita prahovo senzitivná). Intenzita nadprahovo senzitivná býva ďalej – pri dominantnej stimulácii $A\beta$ vlákien – subjektívne vnímaná ako „mravenčenie/brnenie“. Pri dráždení väčšieho počtu $A\delta$ a C vlákien naopak vzniká pocit „ihličiek“/„prhlenie žihlavou“ zatiaľ čo intenzita prahovo motorická je definovaná prvým svalovým záškľbom. Jednotlivé vnemy sa ale môžu viac či menej prekrývať (O. Laštovička, osobná komunikácia, 14.3. 2023). Bližšie informácie ohľadom konkrétnych intenzít sú ďalej uvedené u jednotlivých typov aplikácii.

3.2.2 Nosná frekvencia

Interferenčný efekt vzniká v tkanive prekrížením dvoch SF prúdov. Poděbradský a Poděbradská (2009) popisujú nosnú frekvenciu (f_n) ako vlastnú frekvenciu týchto SF prúdov. Prakticky využívané hodnoty udávajú v rozmedzí 2500 – 12 000 Hz. Na základe nosnej frekvencie (f_n) je ďalej určená dĺžka impulzu a tým aj účinok a tolerancia (Poděbradský & Poděbradská, 2009). Česká a slovenská odborná literatúra však poskytuje o f_n len malé množstvo informácií. De Domenico (1982) popisuje f_n iba ako spôsob, ktorým dokážu SF prúdy prekonať elektrický odpor kože.

Autori Venancio et al. (2013) sa ako jedny z mála zaoberali efektom f_n na prah tlakovej bolesti spolu so subjektívnym hodnotením. Vo svojej práci, zahrnujúcej zdravých jedincov, uvádzajú, že pri f_n s hodnotou 1 kHz majú SF prúdy vyšší analgetický účinok behom terapie a aj po nej v porovnaní s 8 a 10 kHz. Tento jav vysvetľujú tým, že nižšie f_n majú nižší počet impulzov v jednej perióde (Obrázok 3). To následne znižuje efekt sumácie aj počet akčných potenciálov, čo vedie k vyššiemu hypoalgickému účinku. Nižšie hodnoty f_n (1 a 2 kHz) však boli oproti 4 kHz, 8 kHz a 10 kHz subjektívne nepríjemnejšie (Venancio et al., 2013). Novotná (2016) taktiež ako súčasť vedľajšieho cieľu diplomovej práce porovnávala subjektívne vnímania používaných prúdov. Za najpríjemnejší probandi považovali SF prúd s f_n 10 kHz a AMF 100 Hz. Na druhom mieste bola kombinácia f_n 10 kHz s AMF 50 Hz a za najmenej príjemný prúd bol považovaný f_n 2,5 kHz a AMF 50 Hz, čo súhlasí s hodnotami uvedenými vo výskume Venancio et al. (2013).



Obrázok 3. (A) Príklad stredofrekvenčného prúdu s nosnou frekvenciou 1 kHz. Tento prúd vznikol interferenciou dvoch nedomulovaných striedavých prúdov strednej frekvencie. Jeden prúd mal

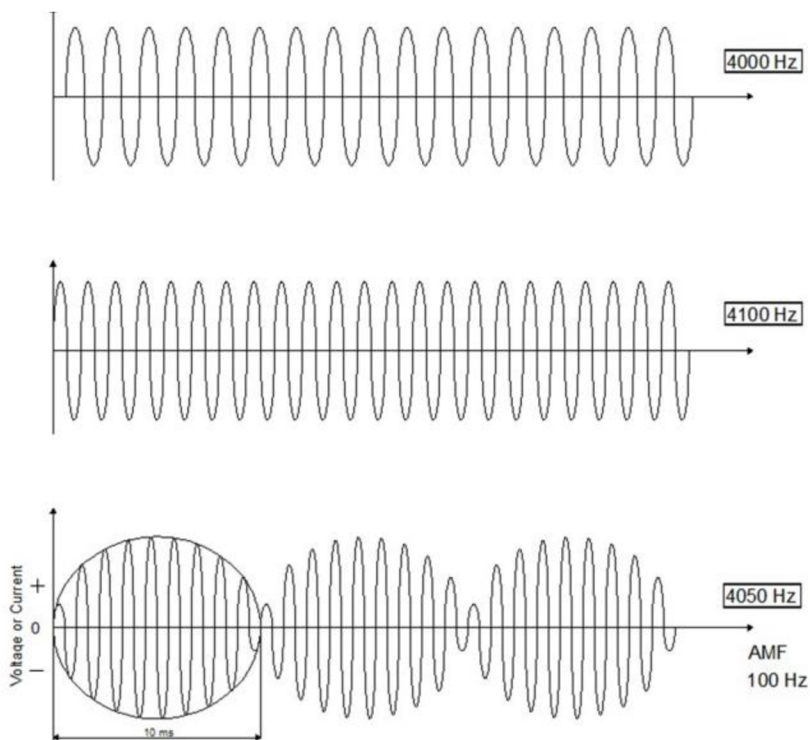
frekvenciu 1000 Hz, druhý 1100 Hz. Výsledkom je modulovaný, sínusový, striedavý prúd v salvách s frekvenciou 1050 Hz. Perióda má hodnotu 10 ms, z čoho plynie 100Hz frekvencia amplitúdovej modulácie (B) Druhý prúd má nosnú frekvenciu 10 kHz, ktorý vznikol interferenciou jedného 10 000Hz prúdu s 10 100Hz prúdom. Výsledná frekvencia je 10 050 Hz. Dĺžka periódy je opäť 10 ms a frekvencia amplitúdovej modulácie 100 Hz, no rozdiel je v zvýšenom počte cyklov v jednej salve v porovnaní s prvým príkladom (Venancio et al., 2013, str. 96)

Dobešová (2019) navyše pozorovala vplyv f_n na hodnoty prahovo senzitivnej aj prahovo motorickej intenzity amplitúdovo modulovaných SF prúdov. Čím je použitá nižšia f_n , tým je dráždivosť pôsobiaceho prúdu vyššia. Z toho vyplýva, že pri nastavení vyššej f_n bude potrebná vyššia intenzita k vyvolaniu požadovaného pocitu, teda dosiahnutiu senzitivného až motorického prahu dráždivosti. S týmto tvrdením sa stotožňuje aj Novotná (2016), ktorá udáva, že f_n vplyva na dráždivosť 50 a 100 Hz frekvencie. f_n 2,5 kHz je dráždivejšia než 4 kHz či 10 kHz a 4 kHz frekvencia je dráždivejšia v porovnaní s 10 kHz. Z tohto tvrdenia vyplýva, že nižšie f_n majú dráždivejší charakter než vyššie f_n a to v prípade AMF 50 Hz aj 100 Hz.

Corrêa et al. (2016) porovnávali intenzitu bolesti u pacientov s chronickou bolesťou spodnej časti chrbta, nazývanej aj ako „low back pain“ (LBP) pri využití f_n 1 kHz, 4 kHz a AMF 100 Hz v porovnaní s placebo. Na základe vyššie spomenutého výskumu od Venancio et al. (2013) predpokladali výraznejší terapeutický účinok v prípade f_n 1 kHz, no výsledky nepreukázali žiaden rozdiel medzi jednotlivými f_n . Meranie prebiehalo hneď po aplikácii, po 12 aplikáciách a následne po ďalších 4 mesiacoch. Po prvom meraní (20–30 minút) bol pozorovaný v oboch aktívnych skupinách výrazný pokles v intenzite bolesti, no po 12 aplikáciách ani 4 mesiacoch nebol viditeľný žiaden rozdiel vo vnímaní bolesti v porovnaní s placebo skupinou. Navyše bolo vo všetkých troch skupinách pozorované zníženie kľudovej bolesti. Z tohto dôvodu autori vysvetľujú analgetický účinok aj na základe placebo efektu. Rozdiel oproti placebo skupine bol pozorovaný v prípade zvýšenia lokálneho aj segmentálneho prahu bolesti po využití f_n 1 aj 4 kHz a taktiež v znížení užitého množstva analgetík (Corrêa et al., 2016).

3.2.3 Amplitúdová modulácia

Po prekrížení dvoch prúdov dochádza k rytmickému kolísaniu amplitúdy a vzniku „obalovej krivky“. V určitom okamihu teda dochádza k nárastu amplitúdy, po ktorom sa zase amplitúdy znegujú a tým dôjde k jej poklesu (De Domenico, 1982). Frekvencia modulácie tejto amplitúdy sa rovná rozdielu dvoch pôvodných frekvencií, obvykle v rozsahu 1 až 200 Hz (Obrázok 4). Presná hodnota sa určuje na základe požadovaných účinkov (Poděbradský & Vařeka, 1998; Vařeka, 1995). Na základe tohto tvrdenia by mal účinok odpovedať zvolenej hodnote amplitúdovo modulovanej frekvencie (AMF), no Poděbradský a Poděbradská (2009) udávajú, že účinok závisí od f_n aj AMF.



Obrázok 4. Dva stredofrekvenčné striedavé prúdy s rozdielnymi frekvenciami (4000 Hz a 4100 Hz) „interferujú“ v tkanive a vzniká 100Hz amplitúdovo modulovaná frekvencia (AMF). Výsledná nosná frekvencia je 4050 Hz s dĺžkou periódy 10 ms (Rampazo & Liebano, 2022, str. 2)

Poděbradský s Vařekou (1998) rovnako ako aj Vyskotová (2010) udávajú, že frekvencie okolo 50 Hz v intenzite nadprahovo motorickej vyvolávajú svalové kontrakcie s následným zvýšením žilného odtoku a sekundárnu hyperémiu. Frekvencie v rozmedzí 90 až 100 Hz (v intenzite nadprahovo senzítvej) majú stredný až silný analgetický účinok a 150 až 200 Hz v intenzite prahovo motorickej pôsobia myorelaxačne. Pre stimuláciu viscerálnych svalov, inervovaných autonómnyim nervovým systémom, Goats (1990) udáva optimálnu stimuláciu v rozmedzí 10 až 50 Hz.

AMF je často považovaná za hlavnú terapeutickú zložku. Johnson (1999) však spochybňuje myšlienku, že by rozdielna hodnota AMF poskytovala odlišný fyziologický účinok. Tvrdí, že tento mechanizmus stále nemá vedecké podloženie. Ďalej uvádza, že špecifická AMF nedokáže produkovať špecifický účinok. Táto myšlienka pochádza z analgetického účinku transkutánnej elektrickej nervovej stimulácie (TENS), pri ktorom dochádza k selektívnej aktivácii silných nervových vlákien prenášajúce informácie o dotyku. Johnson a Tabasam (2003a) uvádzajú, že TENS dokáže selektívne aktivovať A β vlákna bez toho, aby súčasne aktivoval A δ a C vlákna. To či sú SF prúdy schopné selektívne aktivovať konkrétne nervové vlákna však nie je podľa uvedených autorov známe. Johnson (1990) ďalej kritizuje využitie výsledkov zo štúdií zaoberajúcich sa TENS na odvodenie účinku SF prúdov, pretože elektrické vlastnosti týchto dvoch prúdov sa výrazne líšia. Na toto tvrdenie nadväzuje aj Palmer, Martin, Steedman a Ravey (1999), ktorí uvádzajú, že vynechanie AMF (teda využitie presne 4000 Hz) preukázalo podobné účinky ako v prípade, kedy AMF použitá bola. Claro et al. (2014) taktiež spochybňujú dôležitosť AMF. V ich výskume pozorovali vplyv AMF na chladový a tlakový prah bolesti za využitia 0 Hz, 1 Hz, 10 Hz a 100 Hz AMF. Výsledky nepreukázali žiaden výrazný vplyv AMF na zmeny v jednotlivých prahoch bolesti. Fuentes, Olivo, Magee a Gross (2010a) na základe ich výskumu navyše udávajú, že analgetický účinok je zabezpečený hodnotou f_n a nastavením optimálnej intenzity v zmysle subjektívneho pocitu „ihličiek“, pričom AMF nemá na tento účinok žiaden významný vplyv. Novotná (2016) taktiež potvrdzuje dôležitosť subjektívnej intenzity. Vo svojej diplomovej práci preukazuje rozdiely v dráždivosti 50 Hz a 100 Hz frekvencii pri odlišných intenzitách. Tvrdí, že pri intenzite nadprahovo senzitivnej nebola 100Hz frekvencia dráždivejšia než 50 Hz. Použitím intenzity nadprahovo motorickej sa čiastočne potvrdilo, že 100 Hz frekvencia je dráždivejšia než 50 Hz a to v spojení s f_n 2,5 a 10 kHz.

Watson (2008) však uvádza, že telo dokáže rozlíšiť vyššie AMF od nižších AMF. Pri nízkych AMF sú popisované „beating or tapping sensations“ so svalovými záškľbmi, zatiaľ čo vyššie AMF vyvolávajú pocit brnenia či mravenčenia s tetanicou svalovou kontrakciou. Nižšie hodnoty frekvencie (5 Hz) boli taktiež účastníkmi výskumu od Martin a Palmer (1996) popisované ako výrazne nepríjemnejšie v porovnaní s 50 a 100 Hz. Medzi 50 a 100 Hz nebol udávaný žiaden významný rozdiel v rámci komfortu. Z tohto tvrdenia autori usudzujú, že nižšie hodnoty AMF (do 40 Hz) môžu vplývať na komfort SF prúdov (Martin & Palmer, 1996). Watson (2008) ďalej uvádza, že by AMF mohla byť považovaná za synergistu spolu s hodnotou f_n , no jej úlohu považuje za minimálnu. Preto odporúča využívanie konkrétnej AMF na základe komfortu pacienta. Vo väčšine štúdií (Beati et al., 2011; Claro et al., 2014; Dounavi et al., 2012; Fuentes et al., 2010a; Guerra & Bertolini, 2012; Palmer et al., 1999) nebola dôležitosť AMF na analgetický účinok preukázaná. Almeida, Paladini, Korelo, Liebano a De Macedo (2020) však pozoroval, že hodnoty

2 kHz/2 Hz mali výraznejší vplyv na zníženie intenzity bolesti u pacientov s chronickým LBP v porovnaní s 2 kHz/100 Hz.

Gavassa de Araújo et al. (2014) navyše pozorovali efekt bipolárnej aplikácie s rozličnými hodnotami AMF na akomodáciu u zdravých jedincov. Udávajú, že použitím 10Hz frekvencie došlo k zníženiu počtu akomodácii v porovnaní so 100 Hz. Na základe tohto tvrdenia odporúčajú v klinickej praxi využívanie nižších frekvencií. Zníženie akomodácie umožňuje zlepšenie plynulosti terapeutického účinku.

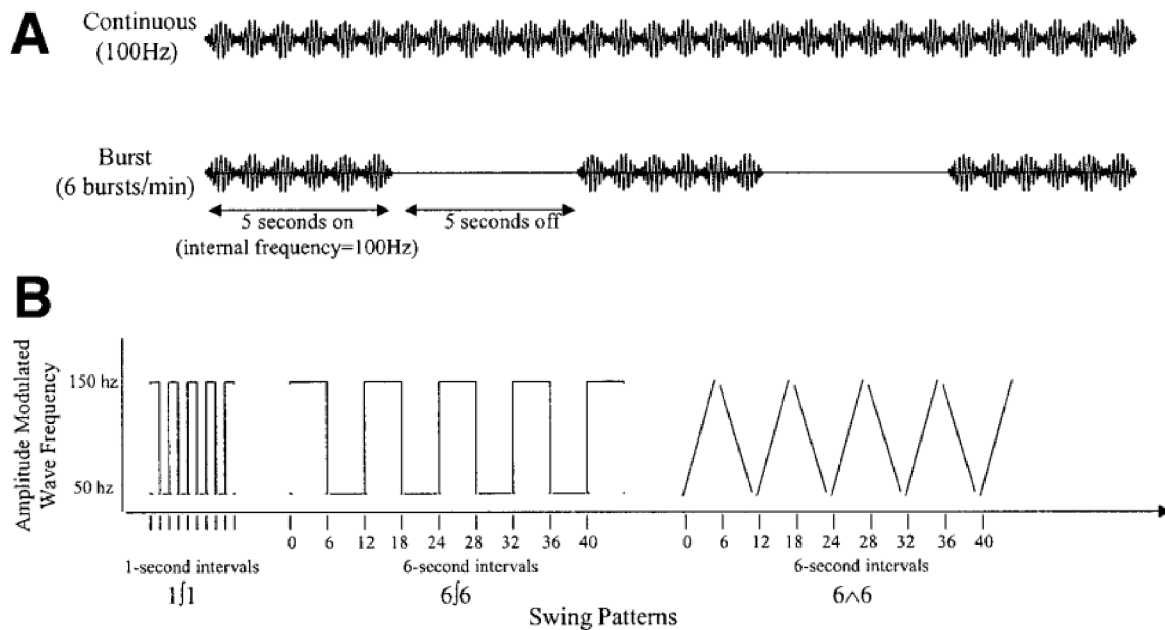
3.2.4 Ďalšie nastaviteľné parametre frekvenčnej modulácie

K zabráneniu akomodácie sa využíva aj zvýšenie intenzity alebo zmena frekvencie AMF, ktorá sa nazýva spectrum (Sp) (Vařeka, 1995). Tento parameter určuje rozsah frekvenčnej modulácie. Hodnota Sp (Hz) sa pričíta ku základnej frekvencii a výsledná hodnota určuje hornú frekvenciu v rámci frekvenčnej modulácie. Konkrétne číslo sa určuje na základe aktuálneho štádia choroby (Poděbradský & Poděbradská, 2009). Vařeka (1995) píše, že väčší rozsah Sp dokáže lepšie zabrániť akomodácii. V akútnom stave sa volia hodnoty v rozmedzí 5 – 20 Hz, v subakútnom stave 20 – 30 Hz a v chronickom 30 – 60 Hz (Poděbradský & Poděbradská, 2009). Pivetta a Bertolini (2012) sa však zaoberali vplyvom Sp na čas, za ktorý dôjde ku prvej pocítovanej akomodácii a taktiež počet akomodácii za 10 minút. Využitá bola bipolárna aplikácia s f_n 4000 Hz, AMF 100 Hz a hodnoty Sp 30 % z f_n (4050 – 4065 Hz), Sp 70 % z f_n (4050 – 4085 Hz) a Sp 0 v pomere 1:1. Rôzne hodnoty Sp nepreukázali žiadne zmeny v čase prvej akomodácie a ani v celkovom počte akomodácii, z čoho autori usudzujú, že zmena frekvencie AMF nemá na akomodáciu významný vplyv.

V zahraničnej literatúre sú taktiež udávané „swing pattern delivery ramps“, ktoré popisujú plynulú frekvenčnú moduláciu s nárastom, stagnáciou a poklesom Sp frekvencie v rozličných pomeroch (Rampazo & Liebano, 2022). Guerra a Bertolini (2012) vysvetľujú, že pri frekvenčnej modulácii v pomere 1:1 dochádza ku zmene AMF do AMF+Sp skokom po dobu 1 s, 1:5:1 znamená 5 sekundovú maximálnu frekvenciu so sekundovým nárastom a sekundovým poklesom a 6:6 popisuje 6 sekundový nárast do maxima s následným 6 sekundovým poklesom do minima. V ich výskume pozorovali dobu, za ktorú došlo k prvej akomodácii a taktiež zisťovali počet akomodácii počas 10 minútovej aplikácie. Doba prvej akomodácie bola pri všetkých frekvenčných moduláciách viacmenej rovnaká, čo znamená, že ani jedna z uvedených frekvenčných modulácií neovplyvnila výsledný prah akomodácie. Pri využití 1:5:1 bol však v porovnaní s 6:6 pozorovaný nižší počet akomodácii. Aj v tomto výskume poukazujú na nízku

dôležitosť AMF, z čoho odvodzujú nevýznamný efekt Sp na akomodáciu (Guerra & Bertolini, 2012).

Johnson a Tabasam (2003b) navyše skúmali účinnosť rôznych nastavení frekvenčnej modulácie na analgetický účinok. Účinok bol pozorovaný na chladom vyvolanej bolesti u zdravých probandov so štyrmi rôznymi hodnotami frekvenčnej modulácie, konkrétne 1f1 („f“ označuje skok), 6∧6 (lineárny nástup a pokles frekvencie počas šiestich sekúnd), 6f6 s AMF 1 – 100 Hz a burst moduláciou s fixnou 100 Hz AMF v jednej salve.



Obrázok 5. Rôzne vzory amplitúdovo modulovanej frekvencie. (A) Vzory využité ku aplikácii fixnej amplitúdovo modulovanej frekvencie. (B) Grafické znázornenie časových charakteristík pri zmenách amplitúdovo modulovaných frekvencií (Johnson & Tabasam, 2003b, str. 351)

Napriek rôznym nastaveniam frekvenčnej modulácie však neboli pozorované žiadne rozdiely vo výslednom analgetickom účinku. Výskum taktiež potvrdil, že IF prúd zvyšujú prah bolesti len v dobe aplikácie prúdu. Po skončení terapie sa však prah bolesti vracia do pôvodnej úrovne. Autori taktiež dodávajú, že využívanie rôznych druhov frekvenčných modulácií je často v učebniciach udávané len na základe osobných pozorovaní praktikantov, bez podloženia kontrolovanými štúdiami. Navyše poukazujú na nekonzistentnosť využívaných parametrov vo výskumoch zaoberajúcich sa analgetickým účinkom IF prúdov, v ktorých chýba racionálne vysvetlenie zvolených hodnôt (Johnson & Tabasam, 2003b).

Sweep time je popisovaný ako doba trvania zmeny frekvencie z minima (AMF) do maxima (AMF+Sp) (Konečný et al., 2019). V zahraničnej literatúre je častejšie využívaný termín „frequency sweep“, ktorý zahŕňa kombináciu Sp a Sweep time. Aj Watson (2008) na základe

chýbajúcich dôkazov potvrdzujúcich účinnosť AMF však považuje nastavenie špecifických „frequency sweeps“ za potenciálne bezvýznamné. S týmto názorom taktiež stotožňujú Dounavi, Chesterton a Sim (2012), ktorí pozorovali segmentálny a extrasegmentálny analgetický účinok SF prúdov s rôznymi kombináciami parametrov (viz Tabuľka 2) na tlakový prah bolesti. Využitá bola tetrapolárna aj bipolárna aplikácia u zdravých pacientov bez bolesti.

Tabuľka 2

Súhrn parametrov v 6 experimentálnych skupinách (Dounavi et al., 2012, str. 912)

Skupina	Aktívne elektródy	Režim AMF	Frekvencia (Hz)	Intenzita
Bipolárna	2	konštantná	110	Na hranicu tolerancie
Bipolárna	2	„Sweep“	80 – 110	
Tetrapolárna	4	Konštantná	110	
Tetrapolárna	4	„Sweep“	80 –110	
Placebo	Neaktívne			
Kontrolná	Neaktívne			

Poznámka. AMF = amplitúdovo modulovaná frekvencia

Intenzita bola v tomto výskume popísaná ako vysoká, no stále tolerovateľná. SF prúdy však neposkytli významný segmentálny ani extrasegmentálny hypoalgický účinok v porovnaní s kontrolnou ani placebo skupinou. Tento výsledok bol rovnaký v skupine s konštantnou aj „sweep“ frekvenciou, z čoho autori usudzujú, že mechanizmus analgetického účinku SF prúdov nezáleží na AMF ani intenzite a vyšší dôraz by mal byť kladený na úlohu f_n (Dounavi et al., 2012).

Ďalším možným nastaviteľným parametrom je contour (obálka), ktorý Konečný et al. (2019) popisujú ako parameter udávajúci koľko percent z nastaveného sweep time zaberie zmena frekvencie z minimálnej hodnoty na maximálnu a naopak. Pri nastavení 1 % dochádza k zmene frekvencie skokom na maximálnu alebo minimálnu hodnotu, na ktorej zotrva po celý zvyšok zvoleného sweep time. Nastavením 100% contour sa zmena frekvencie deje plynule počas celej doby sweep time (Konečný et al., 2019). Pri dipólovom automaticky rotujúcom vektorovom poli sa taktiež nastavuje aj doba rotácie. V subakútnom štádiu je využívaná pomalá doba rotácie, teda 1 otáčka za 5 – 8 s. V štádiu chronickom sa naopak využíva rýchla doba rotácie, ktorá môže dosahovať až 2 otáčky za s (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

Rampazo a Liebano (2022) v závere svojho systémového prehľadu uvádzajú, že väčšina voliteľných parametrov nemá na výsledný analgetický účinok vplyv. Za výnimku považujú

hodnotu f_n 1 alebo 4 kHz so 100Hz AMF. Zdá sa, že táto kombinácia parametrov poskytuje v porovnaní s vyššími (aj komfortnejšími) hodnotami f_n väčší analgetický efekt.

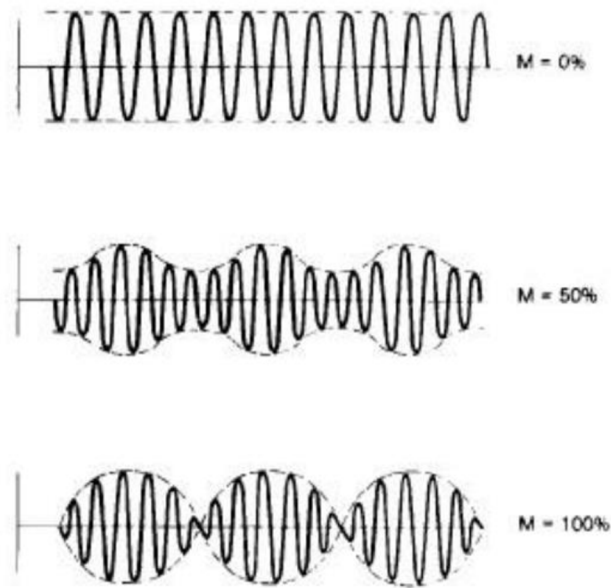
3.3 Rozdelenie stredofrekvenčných prúdov

Pod pojem SF prúdy nespádajú len interferenčné prúdy, ako je často mylne myslené. Do tejto kategórie patria aj prúdy ako Kozov prúd, Ruská stimulácia, modulované impulzné prúdy, či REBOX (Konečný et al., 2019). Moduláciu SF prúdov, a teda vyvolanie požadovaných účinkov, je možné dosiahnuť buď interferenciou v mieste aplikácie (klasická interferencia a jej variácie) alebo interferenciou priamo v prístroji (bipolárna aplikácia SF prúdov) (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

3.3.1 Tetrapolárna aplikácia

Pri tetrapolárnej aplikácii využívame dva prúdové okruhy s dvomi elektródami. Do tela vstupujú nedomulované stredofrekvenčné striedavé prúdy s rozdielnou nosnou frekvenciou, ktoré sa v cieľovom tkanive krížia a interferujú, čím vzniká výsledný amplitúdovo modulovaný prúd (Poděbradský & Poděbradská, 2009). Vařeka (1995, str. 57) potom síce píše, že by frekvenčnú moduláciu amplitúdy bolo možné presnejšie označiť ako „nízkofrekvenčná modulácia amplitúdy stredofrekvenčného striedavého prúdu“, z dôvodu stručnosti textu ale budú ďalej využívané kratšie varianty.

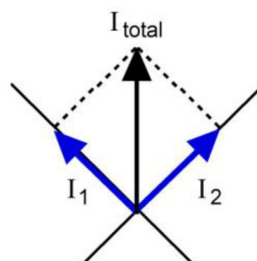
Hodnota amplitúdovej modulácie však nie je rovnomerná v celej oblasti prekríženia prúdových okruhov. Jej mieru popisuje údaj nazývaný hĺbka modulácie, vyjadrený percentuálne v rozmedzí 0 až 100 % (Poděbradský & Poděbradská, 2009).



Obrázok 6. Rôzne hĺbky modulácie stredofrekvenčného striedavého prúdu (Adel & Luykx, 2005, str. 16)

Na spojnici elektród jedného okruhu sa nachádza 0 % hĺbka amplitúdovej modulácie (nemodulovaný signál). Najefektívnejšia stimulácia je v oblasti 100% hĺbky amplitúdovej modulácie, ktorá vytvára obraz kríža pootočeného o 45° oproti prúdovým dráham. Hranica 50% hĺbky amplitúdovej modulácie, ktorá je ešte stále účinná, vytvára tzv. štvorlístok taktiež pootočený o 45° (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

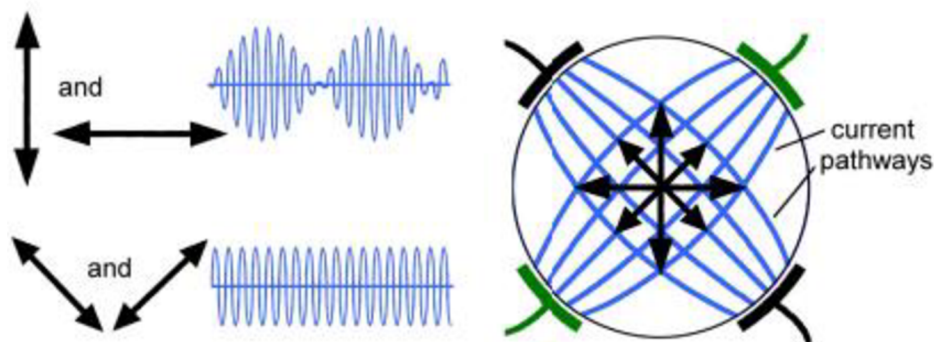
Ako už bolo vyššie spomenuté, prekřížením dvoch prúdov s rovnakou amplitúdou vzniká výsledný prúd s fyziologickým účinkom. Vektorovým súčtom týchto dvoch prúdových dráh vzniká v ich priamom strede oblasť s maximálnou stimuláciou (Obrázok 7). To znamená, že v horizontálnom aj vertikálnom smere dochádza k 100% modulácii. Paralelne so smerom prúdových dráh budú nervové vlákna stimulované nižšou, no stále relatívne vysokou intenzitou prúdu, ktorý však nie je modulovaný.



Obrázok 7. Vektorový súčet dvoch prúdov (Ward, n.d., str. 94)

I_{total} znázorňuje smer maximálnej stimulácie

Tu je dôležité spomenúť, že typický tvar tzv. štvorlístka popisuje maximálnu oblasť interferencie, nie však maximálnu oblasť stimulácie. Inými slovami, štvorlístok zobrazuje smer, v ktorom je intenzita stimulu najväčšia. Ak by štvorlístok zobrazoval oblasť stimulácie, znamenalo by to, že vlákna uložené paralelne s prúdovou dráhou nie je možné podráždiť nemodulovaným stredofrekvenčným stimulom. Z toho by ďalej vyplývalo, že paralelne uložené vlákna nie sú dráždené vôbec, zatiaľ čo vlákna nachádzajúce sa v horizontále a vertikále sú excitované maximálne. Nie je to však úplne správne, pretože ako už bolo vyššie spomenuté, vlákna v smere prúdovej dráhy sú taktiež stimulované, len ide o nižšiu intenzitou. Ward preto popisuje oblasť stimulácie skôr ako tvar zaobleného diamantu (Obrázok 8), pričom obraz štvorlístku vzniká v každom malom zaoblenom diamante (Ward,n.d.).



Obrázok 8. Zobrazenie rozdielnej prúdovej intenzity a množstva modulácie v rôznych smeroch pri využívaní interferenčných prúdov. Veľkosť čiernych šípok odpovedá intenzite prúdu v danom mieste. (Ward, n.d., str. 95)

Treffene (1983) in Watson (2008) potvrdil koreláciu medzi predpokladaným a skutočným obrazom SF prúdov v homogénnom vodnom prostredí. Dodal však, že amplitúdovo modulovaný prúd nebol lokalizovaný len v centrálnej oblasti medzi elektródami, ale taktiež priamo pod elektródami.

V reálnej situácii sú takéto ideálne podmienky len zriedka viditeľné. Lambert et al. (1993) preukázal na nehomogénnom médiu a ľudskom stehne, že tetrapolárnou aplikáciou SF prúdov nie je možné dosiahnuť deštruktívnu interferenciu. Tvrdí, že istá hodnota interferencia prítomná bola, no táto skutočnosť záležala na rôznych pozíciách v stehne. Navyše dodal, že nenašiel žiaden bod, v ktorom by bola výsledná intenzita IF prúdu rovná nule. Z tohto pozorovania bolo vyhodnotené, že 100% moduláciu je možno dosiahnuť iba za použitia bipolárnej aplikácie. Demmink (1995) in Watson (2008) píše, že na základe jeho merania distribúcie tetrapolárnych SF polí v bravčovom tkanive považuje model šírenia SF prúdov a hĺbky modulácie za nespoľahlivý

a náhodný. Taktiež tvrdí, že prúdová dráha medzi elektródami z jedného okruhu nedodržiavala priamu čiaru, čím hodnotí vyobrazenie prúdových okruhov s typickým tvarom kríža a štvorlístka ako neodpovedajúce skutočnosti v biologickom tkanive.

Klasická interferencia

Poděbradský a Vařeka (1998) píšú, že klasická interferencia kladie väčšie nároky na priestorovú predstavivosť a tým aj správne uloženie elektród, no ich výhodou je vznik účinnej frekvencie vo väčšej hĺbke tkaniva, čím dochádza k minimálnemu zaťažovaniu kože a podkožia. Tento názor však nekorešponduje s výsledkami od Beatti, Rayner, Chipchase a Souvlis (2011), ktorí vo svojom výskume preukázali pokles nameraného napätia so zväčšujúcou sa hĺbkou prenikajúceho prúdu. Najvyššie namerané napätie bolo teda v koži a najnižšie vo svaľe.

Poděbradský a Vařeka (1998) ďalej uvádzajú, že pri správnom uložení elektród (prakticky vždy transregionálne) pôsobí klasická interferencia zo všetkých metód kontaktnej elektroterapie najviac do hĺbky, väčšou intenzitou a preto býva indikovaná v podobných prípadoch ako nízkofrekvenčné prúdy, hlavne pri subchronických a chronických stavoch. V mieste prekríženia dvoch prúdových okruhov sa v tesnej blízkosti stretávajú miesta so 100% a 0% hĺbkou modulácie, čím vzniká strmý gradient hĺbky modulácie. Z tohto dôvodu nie je klasická interferencia vhodná pri akútnych stavoch. Poděbradský a Poděbradská (2009) udávajú ako špeciálnu kontraindikáciu všetky funkčné aj organické poruchy v akútnom štádiu. Intenzita prúdu závisí na subjektívnom pociťovaní pacienta, štádiu choroby a ciele terapie (Poděbradský & Vařeka, 1998).

Izoplanárne vektorové pole

Izoplanárne vektorové pole (IVP) je ďalšia forma tetrapolárnej aplikácie SF prúdov. Hlavnou výhodou je popisovaná rovnomerná 100% hĺbka modulácie v celej oblasti prekríženia prúdových okruhov. Vďaka tejto vlastnosti je ich aplikácia v porovnaní s klasickou interferenciou jednoduchšia a účinok šetrnejší. Taktiež chýba strmý gradient, čo umožňuje ich aplikáciu už v akútnej fáze porúch pohybového systému, od štádia pasívnej hyperémie (nie však v perakútnych štádiách do 36 hodín po traumatoch) (Poděbradský & Vařeka, 1998). Poděbradský a Poděbradská (2009) udávajú voľbu subjektívnej intenzity na základe rovnakých zásad, aké sú v prípade nízkofrekvenčnej terapie. Pri akútnom stave popisuje Poděbradský a Vařeka (1998) využitie prahovo senzitivnej intenzity, v ostatných prípadoch nadprahovo senzitivnu až prahovo motorickú. Poděbradský a Poděbradská (2009) považujú IVP za najšetrnejšiu formu elektroterapie bez špeciálnych kontraindikácií.

Dipólové vektorové pole

Pri dipólovom vektorovom poli (DVP) dochádza k zmene pôvodného interferenčného „štvorlístku“ na priamku, nazývanej ako „dipól“. V priebehu tejto priamky dosahuje hĺbka modulácie 100 % a všade mimo je modulácia 0%. Opäť vzniká strmý gradient, čo znemožňuje aplikáciu DVP pri akútnych stavoch. Dipólom je možné automaticky alebo ručne otáčať priamo v tkanive a tým dosiahnuť vysokú presnosť zacielenia do požadovaného miesta. Existujú dva spôsoby aplikácie.

DVP automaticky rotujúce sa využíva hlavne pri ošetrovaní veľkej plochy, ako napr. chrbát. Stále platí podmienka kríženia oboch prúdových okruhov s elektródami uloženými na okrajoch cieľovej oblasti. Taktiež je možné nastaviť rýchlosť rotácie. DVP ručne otáčané je najčastejšie využívané pri anatomicky zložitých oblastiach, ako napr. rameno či koleno. Poděbradský a Poděbradská (2009) popisujú pri aplikácii dve fázy. V prvej ide o zacielenie požadovanej oblasti otáčaním dipólu pri intenzite prahovo senzitivnej až dokým pacient nezahlásí zvýraznenie bolesti, eventuálne s typickým vyžarovaním. Následne sa otáčanie ukončí a namiesto neho sa nastaví ostatné parametre na základe požadovaného účinku. Intenzita u oboch spôsobov je udávaná v rozmedzí prahovo senzitivnej až nadprahovo motorickej (Poděbradský & Poděbradská, 2009; Poděbradský & Vařeka, 1998) .

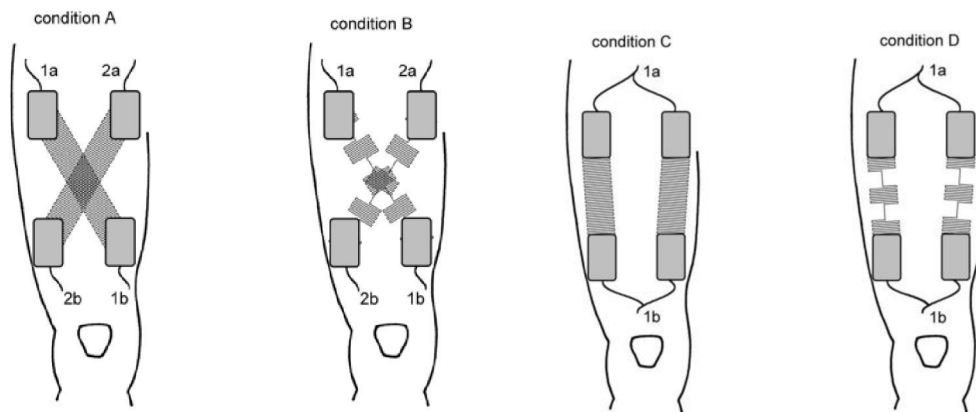
3.3.2 Bipolárna aplikácia

Bipolárnou aplikáciou je do tela privádzaný modulovaný prúd pomocou dvoch elektród v jednom prúdovom okruhu. K nízko-frekvenčnej amplitúdovej modulácii SF prúdu dochádza už v prístroji a 100% hĺbka modulácie sa nachádza priamo na spojnici elektród (Vařeka, 1995). Poděbradský a Poděbradská (2009), rovnako ako aj Vařeka (1995) tvrdia, že sa nízko-frekvenčný prúd (AMF) s maximálnym účinkom nachádza priamo pod elektródami, čo spôsobuje vyššie dráždenie kožných receptorov. Ako výhodu však uvádzajú neprítomnosť strmého gradientu a teda možnosť využitia aj pri akútnych stavoch. Bipolárna aplikácia je doporučená na miestach, kde sa cieľové tkanivo nachádza maximálne do 6 cm od kožného povrchu. Intenzita je volená v rozmedzí prahovo senzitivnej až nadprahovo motorickej na základe požadovaného účinku, cieľovom tkanive a použitej frekvencii (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

3.4 Porovnanie tetrapolárnej a bipolárnej aplikácie

Ozcan et al. (2004) vo svojej práci porovnávali tetrapolárnu a bipolárnu aplikáciu, pričom oba prúdy aplikovali s krížiacimi aj paralelne uloženými prúdovými dráhami (Obrázok 9).

Parametre boli v každom prípade rovnaké. Hlavným zameraním bola hĺbka účinku a komfort jednotlivých prúdov. Efektívnu hĺbku účinku určovali na základe zmeny pomeru medzi motorickým a senzorickým prahom. Zvýšená hĺbka účinku mala priblížiť motorický prah ku senzorickému, pretože sa A α motoneuróny začnú aktivovať pri menšej intenzite. Na základe ich výskumu bolo preukázané, že v prípade prúdov s krížiacimi prúdovými dráhami bol pomer senzorických a motorických prahov výrazne vyšší než v prípade paralelných prúdových dráh, z čoho vyplýva, že paralelné prúdy mali väčšiu hĺbku účinku. Tetrapolárna aplikácia s prekríženými prúdovými dráhami bola taktiež probandmi označená za subjektívne najneprijemnejšiu a ako druhá v tomto poradí bola označená tetrapolárna aplikácia uložená paralelne. Hlavné zistenia z tohto výskumu naznačujú, že využitie bipolárnej aplikácie je klinicky efektívnejšie a to v prípade hĺbky účinku aj komfortu pacienta (Ozcan et al., 2004).

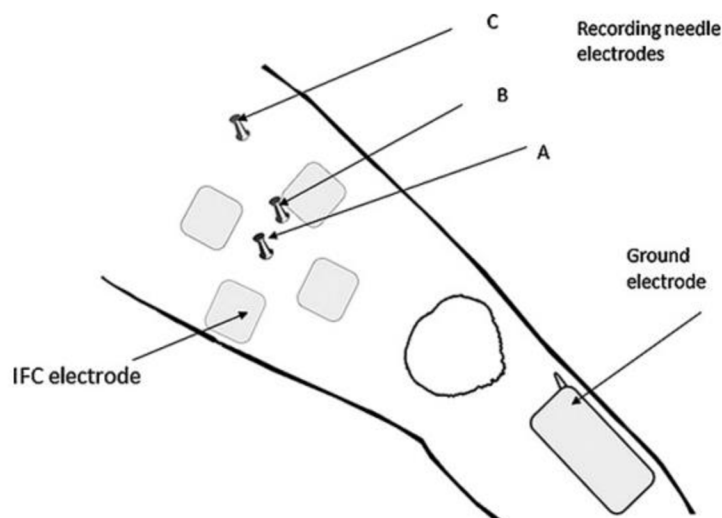


Obrázok 9. Štyri využité spôsoby testovania. A: nedomulované prúdy s prekrížením. B: premodulované prúdy s prekrížením. C: nedomulované prúdy, paralelne. D: premodulované prúdy, paralelne (Ozcan et al., 2004, upravené)

Beatti et al. (2011) sa zameriavali na hĺbku prieniku SF prúdov a taktiež na distribúciu prúdov v okolí miesta aplikácie. Pri bipolárnej aplikácii bola nastavená frekvencia 90 Hz, u tetrapolárnej boli využité hodnoty 4, 40 a 90 Hz a f_n 4 kHz. U oboch prúdov bola využitá subjektívna intenzita popísaná ako silná ale stále komfortná senzácia. Napätie bolo merané v strede štyroch elektród, v priebehu jedného prúdového okruhu a v okolí štyroch elektród. Hodnoty dosiahnutých hĺbok zaznamenávali v koži, podkožnom tkanive a svalu. Najvyššie napätie bolo pri všetkých využitých frekvenciách zaznamenané v koži a najnižšie v svalu. Hodnoty napätia v jednotlivých hĺbkach boli veľmi podobné, čo naznačuje, že sa v koži a podkožných tkanivách počas aplikácie rozptyľuje len malé množstvo energie. Pri tetrapolárnej aplikácii bola však hodnota zaznamenaného napätia vyššia v porovnaní s bipolárnou aplikáciou a to vo všetkých troch hĺbkach aj umiestneniach. Najvyššia hodnota bola registrovaná pri 4Hz

frekvencii, no žiadna z využitých frekvencii nepreukázala suverénnu nadradenosť. Z toho vyplýva, že pre dosiahnutie požadovaného účinku môže byť využitá hociktorá uvedená frekvencia (Beatti et al., 2011). Aj v tomto výskume bol význam AMF spochybnený. Taktiež sa výsledok ohľadom hĺbky účinku nezhoduje s údajmi uvedenými vo výskume realizovanom Ozcan et al. (2004).

Ako bolo vyššie spomenuté, oba spôsoby aplikácie boli schopné dosiahnuť svalové tkanivo, no v prípade bipolárnej aplikácie bolo zaznamenané menšie napätie. Otázkou je, či efektivita stimulácie závisí na hodnote napätia alebo na vlastnostiach daného prúdu, pretože dosiahnutie rovnakého levelu stimulácie pri využití nižšieho napätia ako – je to v prípade bipolárnej aplikácie – by pravdepodobne bola efektívnejšia možnosť. Z tohto dôvodu autor zdôrazňuje nutnosť ďalších výskumov zaoberajúcich sa efektivitou stimulácie tetrapolárnou a bipolárnou aplikáciou (Beatti et al., 2011). Ďalšie pozorovanie v tomto výskume bolo zamerané na šírenie IF prúdu do oblasti v okolí elektród, konkrétne 5 cm od hranice elektród. Napriek tejto vzdialenosti bolo snímacou elektródou zaznamenané určité napätie pri všetkých uvedených hodnotách AMF, maximálna vzdialenosť dosahu prúdu skúmaná nebola. Beatti et al. (2011) taktiež uvádzajú, že najnižšia hodnota napätia pri tetrapolárnej aplikácii bola zaznamenaná na senzore umiestnenom v priesečníku štyroch elektród (Obrázok 10, A), zatiaľ čo najvyššia hodnota bola nameraná z vonkajšej strany elektród (Obrázok 10, C) na senzore uloženom 5 cm od hraníc elektród a to vo všetkých troch uvedených hĺbkach. Na základe týchto zistení teda autori navrhovali uloženie ošetrovanej plochy do oblasti mimo hraníc elektród, pootočenej o 45° oproti pôvodným prúdovým dráham. V prípade bipolárnej aplikácie bola zaznamenaná maximálna stimulácia v prúdovej dráhe blízko elektród, čo súhlasí s vyššie uvedeným faktom od Poděbradského a Poděbradskej (2009) o maximálnej stimulácii blízko pod elektródami (Beatti et al., 2011).



Obrázok 10. Uloženie snímajúcich senzorov: (A) v strede štyroch elektród, (B) v priebehu prúdovej dráhy v tesnej blízkosti elektródy, (C) z vonkajšej strany štyroch elektród (5 cm od hraníc elektród) (Beatti et al., 2011, str. 321)

V roku 2018 však autori Beatti, Al Zahrani, Al Qahtani, Al Saif a Khamis vytvorili výskum zaoberajúci sa uložením bolestivého bodu do okolitej oblasti priesečníkov prúdových dráh. Štúdiá pozostávala zo štyroch skupín. Prvá skupina absolvovala tetrapolárnu aplikáciu s bolestivým bodom mimo hranice elektród, 2. skupina s placebo IF prúdmi a rovnakým umiestnením ako 1. skupina, 3. skupina s tradičným uložením (bolestivý bod v strede štyroch elektród) a 4. skupina s placebo IF prúdmi a rovnakým umiestnením ako 3. skupina. Hlavnými ukazovateľmi bolo vnímanie a distribúcia bolesti, tlakový prah bolesti a rozsah pohybu v spodnej bedrovej oblasti. Výskum však nepreukázal významný analgetický efekt, ani zmeny v distribúcii bolesti, či tlakovom prahu bolesti. Zlepšenie rozsahu pohybu v bedrovej oblasti bolo pozorované vo všetkých štyroch skupinách, teda vrátane placebo skupín. Intenzita bolesti bola v prípade skutočných IF prúdov mierne znížená, no autori to považujú za nedostatočný efekt. Výsledky naznačujú, že uloženie bolestivého miesta mimo hranice elektród nie je klinicky efektívnejšie než tradičný spôsob aplikácie a zvýšená hodnota stimulácie v okolí elektród, ktorá bola dokázaná vo výskume Beatti et al. (2011) taktiež nie je klinicky významná. V tomto výskume bola navyše preukázaná nízka účinnosť IF prúdov ako samostatnej intervencie (Beatti et al., 2018).

V prípade akomodácie Fiori et al. (2014) tvrdia, že pri tetrapolárnej aplikácii bol prah akomodácie u zdravých probandov výrazne vyšší v porovnaní s bipolárnou aplikáciou, no počet akomodácii za daný čas bol u oboch aplikácii rovnaký. V tomto výskume boli využité parametre f_n 4 kHz, AMF 50 Hz a doba aplikácie 20 minút. Lima, Krampe, Battisti, Artioli a Bertolini (2021) taktiež skúmali prah a počet akomodácii tetrapolárnej a bipolárnej aplikácie, no u pacientov

s nešpecifickou LBP. Hodnota f_n bola opäť 4 kHz, AMF 100 Hz a doba 20 minút. V tomto výskume však medzi tetrapolárnou a bipolárnou aplikáciou neboli pozorované žiadne rozdiely v čase prvej akomodácie ani v celkovom počte akomodácií.

3.4.1 Možnosti spôsobov aplikácie

Pri aplikácii SF prúdov sú často využívané vákuové elektródy s navlhčenou špongiou vloženou do vnútra elektródy, alebo plošné, gumové elektródy vložené do navlhčenej elektródovej podložky (Watson, 2008). Autor odporúča využívanie jednotlivých spôsobov aplikácie na základe ošetrovanej oblasti. Ploché elektródy, pripevnené pomocou elastických popruhov so suchým zipsom, by boli vhodnejšie pri periférnych končatinách, zatiaľ čo vákuové elektródy odporúča na ťažšie dosiahnuteľné oblasti. Výskum, ktorý by porovnávala efektivitu týchto dvoch spôsobov zatiaľ nebol vytvorený. V prípade uloženia elektród autor taktiež poukazuje na absenciu dôkazov, ktoré by preukazovali superioritu konkrétneho spôsobu, a preto odporúča, aby terapeuti skúšali rôzne variácie a sledovali komfort a účinnosť daného uloženia (Watson, 2008). Robertson et al. (2006) považujú vákuové elektródy za rýchly a jednoduchý spôsob aplikácie vhodný pre bipolárny aj tetrapolárny spôsob aplikácie. Vákuum musí byť nastavené tak, aby dokázalo udržať elektródu v kontakte s pokožkou, no zároveň nespôsobí pri vysokou hodnotou podtlaku poškodenie tkaniva. Neprimeraný podtlak môže viesť ku prasknutiu ciev, zvýšenému začervneniu a tvorbe hematómu.

V prípade umiestnenia elektród Hurley et al. (2001) udávajú, že na základe hodnotenia nespôsobilosti pomocou „Roland-Morris disability questionnaire“ u chronickej LBP bolo uloženie elektród bipolárnou aplikáciou do oblasti miechových koreňov efektívnejšie než umiestnenie do miesta bolesti.

Elektronický textil, taktiež nazývaný aj ako „e-textile“ bol vo výskume od autorov Liu et al. (2020) využitý ako spôsob aplikácie IF prúdov. Na obrázku 11 je možné vidieť tzv. E-sleeve, ktorého súčasťou sú elektródy z vnútornej strany tohto návleku.



Obrázok 11. E-sleeve (prevrátený naopak, aby boli viditeľné elektródy) a pripojená elektronická riadiaca jednotka (Liu et al., 2020, str. 2)

Elektronická riadiaca jednotka produkuje prostredníctvom štyroch elektród výsledný prúd s f_n 4050 Hz a AMF 100 Hz, ktorý má potenciálne stimulovať uvoľnenie látok znižujúcich pocit bolesti. Elektródy pozostávajú z textilnej bariérovej vrstvy, vodivej vrstvy a silikónovej vrstvy. Rovnomerné rozloženie prúdu je zabezpečené vodivým vzorom s veľkosťou mriežky 2,5mm na 2,55mm, ktorý sa taktiež podieľa aj na eliminácii diskomfortu v dôsledku pálivých miest suchých elektród. Šesť dobrovoľníkov s bolesťou v kolene podstúpilo terapiu na základe „E-sleeve“, pričom štyria z nich pociťovali výrazný analgetický účinok (Liu et al., 2020).

3.5 Nežiadúce účinky

Partridge a Kitchen (1999) robili prieskum formou zhrnutia záznamov z nemocníc v priebehu 18 mesiacov týkajúcich sa nežiadúcich účinkov v dôsledku aplikácie rôznych foriem elektroterapie. Viac než 1/3 z nich sa týkala SF prúdov. Medzi lokálne nežiadúce účinky spadali popáleniny, pľuzgiere, vyrážky, hematómy, edémy a zvýšenie bolesti. Niektorí pacienti popisovali aj malátnosť, nauzeu, zvracanie, migrény či rôzne neurologické prejavy, ktoré pretrvávali v rozmedzí hodín až týždňov. Ako možné vysvetlenie prítomnosti nežiadúcich účinkov autori udávajú pacientovu individuálnu reakciu na danú formu elektroterapie spôsobenú ich aktuálnym ochorením, ktoré by potenciálne zvýšilo predispozíciu ku

výskytu týchto účinkov. Poruchu v prístroji či nesprávnu aplikáciu taktiež udávajú ako možný dôvod, no týmto dvom možnostiam autori neprikladajú veľkú dôležitosť (Partridge & Kitchen, 1999). Popáleniny môžu vzniknúť aj v dôsledku nadmerného množstva elektrického prúdu, predĺženého trvania aplikácie, neoptimálnej veľkosti elektród či zlého kontaktu medzi elektródami a pokožkou (Satter, 2008).

Ozcan et al. (2004) udáva, že tetrapolárnou aplikáciou do tela prúdi dvojnásobok priemerného množstva prúdu použitého pri bipolárnej aplikácii. Pri bipolárnej aplikácii do tela vstupuje prúd modulovaný priamo v prístroji, zatiaľ čo tetrapolárnou aplikáciou sa telom šíri konštantná amplitúda. Risk popálenia je pri elektrickej stimulácii vysokými priemernými hodnotami intenzity prúdu omnoho vyšší. Z tohto dôvodu považujú bipolárnu aplikáciu SF prúdov za bezpečnejšiu možnosť.

Obecné kontraindikácie fyzikálnej terapie a zásady bezpečnosti viz Poděbradský a Poděbradská (2009, str. 55–57).

3.6 Účinky

3.6.1 Analgetický účinok

Hussein et al. (2022) vytvorili meta-analýzu, ktorá sa zameriavala na analgetický účinok IF prúdov v prípade muskuloskeletálnej bolesti. Prvé posudzovanie bolo zamerané na samostatný účinok IF prúdu pri chronickej bolesti v porovnaní s placebo. IF prúdy aplikované ako samostatná intervencia mali oproti placebo efektu významný analgetický účinok. V porovnaní s inými spôsobmi jednorazového ošetrovania, ako napríklad transkutánnej elektrickej nervovej stimulácie (TENS), laser či kryoterapia nemali IF prúdy superiórny účinok. V druhom posudzovaní skúmali efekt IF prúdov ako doplnkovej liečby (kointervencie) ku štandardnému spôsobu terapie, čo býva najčastejším spôsobom využitia týchto prúdov. Výsledky však ukázali, že IF prúdy neboli ako kointervencia významne účinnejšie v porovnaní s placebo. Štúdie zahrnuté v tejto analýze mali však veľkú heterogénnosť a to v prípade zvolených parametrov, dĺžky trvania aplikácie, spôsobov hodnotenia bolesti či ošetrovaných oblastí. Z tohto dôvodu autori odporúčajú zvážiť dôležitosť uvedených výsledkov. Tretie posudzovanie porovnávalo analgetický účinok IF prúdov, TENS, kryoterapie, laseru a štandardného ošetrovania. V tomto prípade boli práve IF prúdy hodnotené za metódu s najväčším analgetickým účinkom, avšak na základe kompletných výsledkov autori tomuto záveru nepridávajú štatisticky významnú hodnotu. V závere práce popisujú, že IF prúdy nemali významne lepší účinok než ostatné využité metódy. Hlavným dôvodom je opäť heterogénnosť výskumov (Hussein et al. 2022).

Veľmi podobná meta-analýza bola publikovaná autormi Fuentes et al. (2010b), no výsledky týchto dvoch publikácií sa vo viacerých bodoch líšia. Výsledky tejto analýzy preukázali, že samostatné využitie IF prúdov nemalo významne lepší účinok v porovnaní s placebom či inými intervenciami, ako napríklad masáž, manuálna terapia či trakcie. IF prúdy ako kointervencia mali relatívne vyššiu účinnosť než efekt placebo a to aj v prípade nasledujúcich troch mesiacov po terapii. V porovnaní s inými druhmi terapie ako napríklad TENS, cvičenie či ultrazvuk s nahrievacími vrecúškami však IF prúdy nemali žiadnu významnú účinnosť v terapii bolesti, čo odpovedá výsledku uvedenému autormi Hussein et al. (2022). Fuentes et al. (2010b) taktiež uvádza, že účinnosť IF prúdov závisí na ostatných terapeutických intervenciách využitých pri danej diagnóze.

3.6.1.1 Osteoartróza kolena

U pacientov s osteoartrózou býva hlavnými cieľmi terapie zníženie sprevádzajúcich symptómov, hlavne bolesti, a taktiež zlepšenie funkčného stavu pacienta. Chen et al., (2022) publikovali systematický prehľad a meta-analýzu randomizovaných kontrolných skupín zameranú na účinky IF prúdov v terapii príznakov osteoartrózy kolena. Ucelený protokol popisujúci vhodné parametre IF prúdov pre ošetrovanie daných príznakov zatiaľ stanovený nebol. Z tohto dôvodu sa vo výskumoch zahrnutých v tejto meta-analýze zvolené parametre často líšili. Hodnoty sa pohybovali u f_n v rozmedzí 3850–4000 Hz, AMF 30–180 Hz (aj keď najčastejšie používané hodnoty boli 80–100 Hz) a dĺžkou terapie 15–40 minút. Väčšina štúdií taktiež využívala nadprahovo senzitivnú intenzitu, ktorú popisovali ako „silný ale stále komfortný“ pocit. Bolesť bola hodnotená hneď po ošetrovaní IF prúdmi (krátkodobý efekt) a taktiež po nasledujúcich dvoch až šiestich mesiacoch (dlhodobý efekt). Terapia IF prúdmi mala významný krátkodobý aj dlhodobý analgetický účinok v porovnaní s kontrolnými skupinami. Funkčný stav pacienta bol hodnotený na základe Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC), ktorý sa zameriava na klasifikáciu bolesti, tuhosť kĺbov a fyzickú aktivitu. V prípade krátkodobých účinkov sa IF prúdy osvedčili ako efektívne, no dlhodobé účinky nepreukázali žiadne významné zlepšenie. Zmeny v tuhosti kĺbov navyše neboli zaznamenané ani v prípade krátkodobého účinku. V závere meta-analýzy autori skonštatovali, že využitie IF prúdov je považované za bezpečnú intervenciu u osteoartrótických pacientov s krátkodobým aj dlhodobým analgetickým účinkom a taktiež s krátkodobým efektom v prípade zlepšenia funkčných schopností pacienta (Chen et al., 2022). Potenciálny princíp analgetického účinku na chronickú bolesť u osteoartrózy vysvetľujú Lluçh Girbés, Nijs, Torres-Cueco a López Cubas (2013) na základe ovplyvnenia centrálnej senzitivizácie prostredníctvom elektrickej nervovej stimulácie, ktorá spôsobí následnú desenzitivizáciu centrálneho nervového systému a tým zabezpečí

dlhotrvajúci analgetický účinok. Autori však uvádzajú, že presný spôsob účinku na centrálnu senzitiváciu stále nie je presne objasnený (Lluch Girbés et al., 2013).

Defrin, Ariel a Peretz (2005) (viz Tabuľka 3) skúmali vplyv IF prúdov v rôznych intenzitách na chronickú artritickú bolesť kolena. Prvej aj druhej skupine boli aplikované IF prúdy v intenzite nadprahovo algickej (30% nad prahom bolesti), zatiaľ čo v tretej a štvrtej skupine bola použitá intenzita podprahovo algická (30% pod prahom bolesti). V prvej a tretej skupine bola počas celej terapie nastavená konštantná intenzita, v druhej a štvrtej skupine bola intenzita zvýšená pri subjektívne pociťovanom znížení. Obe intenzity znížili chronickú bolesť aj rannú tuhosť, zvýšili prah bolesti a aj rozsah pohybu v porovnaní s kontrolnou skupinou. Intenzita prahovo algická však preukázala významne lepší účinok než intenzita nadprahovo motorická, čo autori vysvetľujú na základe aktivácie descendentného inhibičného systému. Autori taktiež porovnávali účinnosť prúdov s fixnou a zvyšovanou intenzitou. Výsledky však nepreukázali žiadne rozdiely medzi týmito dvomi možnosťami. Na základe tohto pozorovania autori usudzujú, že zvyšovanie intenzity z dôvodu adaptácie nie je nutné pre dosiahnutie analgetického účinku. Taktiež uvádzajú možnosť, že tento subjektívny pocit je spôsobený samotným inhibičným účinkom prúdu a nie vplyvom adaptácie vlákien typu A (Defrin et al., 2005).

Optimálnymi hodnotami AMF u pacientov s artrózou kolena sa zaoberali aj Gundog, Atamaz, Kanyilmaz, Kirazli a Celepoglu (2012). Všetky tri uvedené možnosti AMF (Tabuľka 3) poskytli v porovnaní s placebo skupinou analgetický účinok u pacientov s artrózou kolena. Rozdiely medzi jednotlivými AMF však nemali na výsledný analgetický účinok žiaden efekt, čo naďalej potvrdzuje minimálnu dôležitosť presne stanovenej AMF pri dosahovaní požadovaných účinkov.

Alquero-Costa, Thomé, Perracin a Liebano (2018) skúmali efekt „low level laser therapy“ (LLLT) v kombinácii s IF prúdmi na intenzitu bolesti u pacientov s artrózou kolena. Táto kombinácia bola účinnejšia v porovnaní s IF prúdmi aplikovanými samostatne aj placebo skupinou a to v čase hneď po ošetrení, po následných troch a aj šiestich mesiacoch.

Tabuľka 3

Výskumy s preukázanou účinnosťou IF prúdov u artrotickej bolesti kolena

Výskum	Skupiny	f _n (kHz)	AMF (Hz)	Sp	Sweep mode	Čas (min)	Intenzita	Počet terapií
Defrin et al. 2005	IF prúdy 1	4	30	30	-	20	INPA fixná	12 (3x/tt)
	IF prúdy 2	4	30	30			INPA zvyšovaná	
	IF prúdy 3	4	30	30			IPPA fixná	
	IF prúdy 4	4	30	30			IPPA zvyšovaná	
	Placebo	-	-	-			-	
	Kontrolná	-	-	-			-	
Gundog et al. 2012	IF prúdy 1	4	40	-	-	20	Silná ale komfortná	15 (5x/tt)
	IF prúdy 2	4	100					
	IF prúdy 3	4	180					
	Placebo	-	-					
Alqualo- Costa et al. 2021 in Rampazo et al. 2022	IF prúdy+LLLT	4	50	50	1:1	30	Silná ale komfortná	12 (3x/tt)
	IFprúdy+Placebo LLLT							
	Placebo IF+ LLLT	-						
	Placebo IF+Placebo LLLT							

Poznámka. f_n = nosná frekvencia; AMF = amplitúdovo modulovaná frekvencia; Sp = Spectrum; IF = interferenčné; LLLT = „low level laser therapy“; INPA = intenzita nadprahovo algická, IPPA = intenzita podprahovo algická; tt = týždeň

Zeng et al. (2015) vo svojej meta-analýze pozorovali analgetický účinok rôznych druhov elektrickej stimulácie u pacientov s artrózou kolena. Do výskumu boli zahrnuté TENS s vyššími hodnotami frekvencie (50 – 100 Hz), TENS s nižšími hodnotami frekvencie (2 – 10 Hz), neuromuskulárna elektrická stimulácia, IF prúdy, pulzná elektrická stimulácia a neinvazívna interaktívna neurostimulácia. Výsledky ukazujú, že IF prúdy boli v rámci liečby artrotickej bolesti kolena zo všetkých zahrnutých stimulácií najefektívnejšie. Zároveň však autori poukazujú na vysokú heterogenitu výskumov a nízky počet zahrnutých štúdií, ktoré môžu znížiť validitu tejto meta-analýzy.

3.6.1.2 Low back pain

Terapia akútnej LBP často pozostáva z užívania analgetík, či nesteroidných antiflogistík, myorelaxancii či opioidov. Z dôvodu vedľajších účinkov týchto látok by terapia akútnej LBP mala zahŕňať aj nefarmakologickú liečbu, a to hlavne u pacientov s vyšším rizikom rozvoja chronickej bolesti (Golob & Wipf, 2014). Do spektra nefarmakologickej liečby spadá aj elektrická stimulácia.

Autori Serafim, Rabel, Neves, Silva a Bertolini (2019) skúmali vplyv bipolárnej aplikácie premodulovaných prúdov na akútnu LBP u žien v rozmedzí 18 – 35 rokov. Výskum zahŕňal dve skupiny, prvá skupina bola ošetrovaná SF prúdmi, zatiaľ čo druhá, kontrolná skupina nepodstúpila žiadnu formu terapie. Ku stimulácii boli využité dva prúdové okruhy, z ktorých dve elektródy boli uložené v oblasti segmentu Th12 a ďalšie dve elektródy v oblasti L5. Terapia trvala 20 minút, tri za sebou nenasledujúce dni v týždni počas štyroch týždňov s hodnotami f_n 2 kHz, AMF 50 Hz a subjektívnou intenzitou nastavenou v rozmedzí silného ale stále komfortného pocitu. Autori využili 2kHz f_n napriek vedomiu o nižšom subjektívnom komforte tejto frekvencie s cieľom zvýšiť analgetický účinok. Výsledky potvrdzujú významný analgetický účinok SF prúdov pri diagnóze akútnej LBP.

Lara-Palomo et al. (2012) pozorovali krátkodobý analgetický účinok SF prúdov v prípade chronickej LBP, ktorý porovnávali s klasickou masážou. Vo výskume (viz Tabuľka 4) boli namiesto vákuových elektród využité gumové elektródy s podložkami namáčanými vo vode. Autori udávajú, že takýmto spôsobom elektroterapeutickej masáže je možné dosiahnuť stimuláciu sensorických nervov v koži a taktiež miernu vazodilatáciu, čo môže potenciálne pozitívne vplyvať na intenzitu vnímanej bolesti. Aj táto kombinácia parametrov poskytla pozitívny analgetický účinok v porovnaní s povrchovou masážou (Lara-Palomo et al., 2012). Výskum od autorov Corrêa et al. (2016) bol popísaný v kapitole 3.2.1. Obe f_n preukázali okamžitý analgetický účinok pri chronickej LBP, no z dlhodobého hľadiska (po 4 mesiacoch) nebol pozorovaný žiaden rozdiel vo vnímaní bolesti v porovnaní s placebo skupinou.

Krátkodobý efekt IF pozorovali aj autori Albornoz-Cabello, Maya-Martín, Domínguez-Maldonado, Espejo-Antúnez, a Heredia-Rizo (2016), ktorí prostredníctvom vizuálnej analógovej škály hodnotili pociťovanú bolesť a na základe „The Oswestry Low Back Disability Index“ zisťovali taktiež aj úroveň postihnutia. Kontrolná skupina podstúpila klasickú terapiu zahŕňajúcu manuálnu terapiu, masáž, mäkké techniky a aktívne alebo pasívne mobilizácie na spodnej časti chrbta. Pri experimentálnej skupine bola dva týždne využívaná tetrapolárna aplikácia v subjektívnej intenzite popísanej ako „ihličky“ bez viditeľného svalového záškľbu. Na základe výsledkov poskytli IF prúdy v porovnaní s kontrolnou skupinou väčší krátkodobý analgetický účinok a aj zlepšenie v úrovni postihnutia v dôsledku LBP. V prípade oboch skúmaných parametrov bol napriek potvrdenia štatistickej významnosti výsledný efekt nízky a autori uvádzajú, že k stanoveniu nadržadenosti IF prúdov v porovnaní s „tradičným“ prístupom je potreba väčšieho množstva dôkazov (Albornoz-Cabello et al., 2016). Almeida et al. (2020) považujú za najefektívnejšiu kombináciu parametrov pre túto diagnózu f_n 4 kHz s AMF 100 Hz po dobu 30 minút prostredníctvom tetrapolárnej aplikácie s gumovými elektródami. Na základe okamžitého, no za to krátkeho analgetického účinku autori odporúčajú využitie IF prúdov na

začiatku terapie pre umožnenie vykonania cvičebnej jednotky alebo na konci terapie, z dôvodu zníženia symptómov.

Tabuľka 4

Výskumy s preukázaným krátkodobým analgetickým účinkom v prípade chronickej „low back pain“

Výskum	Skupiny	f_n (kHz)	AMF (Hz)	Sp	Sweep mode	Čas (min)	Intenzita	Počet terapií
Lara-Palomo et al. 2012	SF prúdy + masáž	4	80	-	-	30	IPM	20 (2x/tt)
	masáž	-	-			-	-	
Corrêa et al. 2016	IF prúdy 1	1	100	50	1:1	30	Silná ale komfortná	12 (3x/tt)
	IF prúdy 2	4	100	50	1:1	30	Silná ale komfortná	
	Placebo IF prúdy	-	-	-	-	-	-	
Albornoz- Cabello et al. 2016	IF prúdy	4	65	95	1:1	25	IPS	10 (5x/tt)
	klasická terapia	-	-	-	-	-	-	
Almeida et al. 2020	IF prúdy 1	2	100	-	-	30	IPS	1x
	IF prúdy 2	2	2				IPM	
	IF prúdy 3	4	100				IPS	
	IF prúdy 4	4	2				IPM	
	Placebo	-	-				-	

Poznámka. f_n = nosná frekvencia; AMF = amplitúdovo modulovaná frekvencia; Sp = spectrum; IF = interferenčné; IPM = intenzita prahovo motorická; IPS = intenzita prahovo senzitivná; tt = týždeň;

Rajfur et al. (2017) vytvorili výskum so 127 pacientmi, pričom hlavným cieľom bolo porovnať účinnosť viacerých druhov elektrickej terapie u pacientov s chronickou LBP. Konkrétne išlo o porovnanie konvenčnej TENS, „acupuncture-like“ TENS, „high-voltage“ stimulácie, IF prúdov, diadynamických prúdov a kontrolnou skupinou so zameraním na analgetický účinok, rozsah pohybu v dolnej časti chrbtice a zlepšenie mobility. Prúdy typu TENS aj „high-voltage“ stimulácia boli na základe výsledkov účinné, no ako najefektívnejšie prúdy s dlhodobým analgetickým účinkom aj zlepšením funkčných schopností boli označené IF prúdy. Diadynamické prúdy (sekvencia DF 3 min., CP 3 min., LP 3 min.) neboli v tomto prípade efektívne (Rajfur et al., 2017). Okamžitý účinok TENS v porovnaní s IF prúdmi skúmali aj Dias et al. (2021) za použitia

rôznych kombinácií parametrov. Najvýznamnejší účinok bol viditeľný v prípade tetrapolárnej aplikácie IF prúdov s parametrami f_n 4 kHz, AMF 100 Hz a IPS, aj keď TENS tiež poskytla viditeľný analgetický účinok. Tento výsledok sa zhoduje so štúdiou Almeida et al. (2020).

3.6.1.3 Bolesť ramenného kĺbu pri rôznych diagnózach

Ramenný „impingement“ syndróm je považovaný za najčastejšiu príčinu bolesti ramenného kĺbu (Creech, & Silver, 2022). Pojem „ramenný impingement syndróm“ by mal podľa autorov Gomes et al. (2018) označovať širšie spektrum diagnóz, ako napríklad parciálne ruptúry šliach rotátorovej manžety či dlhej hlavy bicepsu, burzitídu, štrukturálne abnormality v oblasti akromionu a mnoho ďalších. Hlavným cieľom terapie v prípade subakromiálneho impingement syndrómu je podľa Nazligul, Akpinar, Aktas, Unlu Ozkan a Cagliyan Hartevioglu (2018) zníženie bolesti a zápalu, zlepšenie funkčnosti ramena a obnovenie bezbolestného rozsahu pohybu. Ako súčasť konzervatívneho prístupu autori udávajú podávanie nesteroidných antiflogistík, rehabilitačné cvičenie či obstrekovú liečbu. V ich výskume porovnávali účinok SF prúdov u pacientov so subakromiálnym impingement syndrómom, ktorých rozdelili do dvoch skupín. Obidve skupiny podstúpili terapiu pozostávajúcu z kyvadlových pohybov, kryoterapie a užívania nesteroidných antiflogistík. Jednej skupine boli navyše aplikované SF prúdy po dobu 20 minút. V terapii bola využitá bipolárna aplikácia s f_n 4 kHz a AMF 100 Hz. U oboch skupín bolo po dvoch týždňoch zaznamenané výrazné zníženie pociťovanej bolesti v kľude aj pri aktivite. Medzi skupinami nebol žiaden významný rozdiel, z čoho vyplýva, že SF prúdy neposkytli prínosný efekt ku tradičnému spôsobu terapie subakromiálneho impingement syndrómu. Štúdia sa však zameriavala len na krátkodobý účinok SF prúdov, dlhodobý účinok nebol skúmaný (Nazligul et al., 2018). Vyššie spomenutí autori Gomes et al. (2018) zamerali svoj výskum na účinok IF prúdov v prípade jednostranného ramenného impingement syndrómu. IF prúdy využili ako dodatkovú terapiu ku tradičnému rehabilitačnému postupu zahŕňajúcemu cvičebnú jednotku a manuálnu terapiu. Ani v tomto výskume nebolo využitie IF prúdov účinnejšie v porovnaní so samostatnou terapiou bez elektrickej stimulácie (Gomes et al., 2018). Tieto výsledky sa však nezhodujú s prácou publikovanou autormi Gunay Ucurum, Kaya, Kayali, Askin a Tekindal (2018). Výskum sa zaoberal porovnaním účinnosti konvenčnej TENS, IF prúdov a ultrazvuku vo štvortýždňovej rehabilitácii ramenného impingement syndrómu. Každé skupine bol pre zníženie spazmov aplikovaný horúci obklad, za ktorým nasledovala rehabilitácia s fyzioterapeutom. Tri skupiny taktiež absolvovali im pridelenú fyzikálnu terapiu, zatiaľ čo štvrtá skupina nepodstúpila žiadnu elektroterapiu. IF prúdy boli aplikované s AMF 50 – 120 Hz, ultrazvuk s 1 MHz a intenzitou 1,5 W/cm², 5 minút a konvenčný TENS po dobu 20 minút. Vo všetkých skupinách s elektroterapiou bolo pozorované výrazné zlepšenie v rámci vnímanej bolesti, funkcie a aj kvality života. Žiaden

z prúdov nebol v porovnaní s ostatnými superiórny, avšak v prípade IF prúdov bolo navyše zaznamenané zlepšenie v mentálnej zložke kvality života, čo autori vysvetľujú na základe vyššieho komfortu v porovnaní s TENS a taktiež hlbšieho prieniku než v prípade ultrazvuku aj TENS. Tieto zložky mohli potenciálne vplývať na pacientovo vnímanie a prispieť k zvýšenej duševnej pohode (Gunay Ucurum et al., 2018).

V liečebnej rehabilitácii adhezívnej capsulitídy, nazývanej taktiež aj ako zmrznuté rameno, boli v práci od autorov Cheing, So a Chao (2008) využité IF prúdy a elektroakupunktúra ako prídavná terapia ku cvičebnej jednotke. Pacienti zaradení do kategórie s IF prúdmi absolvovali počas štyroch týždňov 10 tetrapolárnych aplikácií s AMF 80 Hz a Sp 40 Hz. Intenzita bola nastavená ako podprahovo algická a stimulácia trvala 20 minút. Kontrolná skupina počas týchto štyroch týždňov neabsolvovala žiadnu prídavnú terapiu. IF prúdy aj elektroakupunktúra boli v porovnaní s kontrolnou skupinou účinnejšie v zmysle zníženia bolesti aj zlepšenia funkcie ramena. Účinky pretrvávali aj po následnom šesť-mesačnom overení.

Suriya-amarit,, Gaogasigam, Siriphorn,a Boonyong,(2014) skúmali okamžitý vplyv IF prúdov na zníženie bolesti a zvýšenie bezbolestného pasívneho rozsahu pohybu u pacientov s hemiplegickým ramenom. IF prúdy boli aplikované prostredníctvom dipólového vektorového poľa po dobu 20 minút s AMF 100 Hz a intenzitou popísanou ako „silné ihličky“. Výsledky výskumu udávajú, že aplikácia IF prúdov na hemiplegické rameno malo v porovnaní s placebo skupinou významný analgetický efekt priamo po aplikácii. Pasívny rozsah pohybu do prvého pocitu bolesti sa taktiež výrazne zvýšil a to vo všetkých smeroch. Autori preto navrhujú využívanie okamžitého analgetického účinku IF prúdov pred funkčným tréningom. Dlhodobý účinok nebol v tejto štúdii skúmaný. K tomuto výskumu sa však vyjadrujú Beatti et al. (2018) ktorí poukazujú na fakt, že zahrnutí pacienti spadali v klasifikácii podľa Brunnstroma do rozmedzia 1 až 3. Štádium 1 popisuje úplné ochabnutie, zatiaľ čo štádium 3 popisuje nárast spasticity, pričom všetky tri stupne môžu mať narušené senzitivne vnímanie a tým ovplyvnený pocit zníženia bolesti neodpovedajúci skutočnosti.

3.6.2 Ďalšie účinky stredofrekvenčných prúdov

SF prúdom sú okrem analgézie často pripisované aj iné druhy účinkov. Autori Goats (1990) aj De Domenico (1982) popisujú zlepšenie cirkulácie v krvnom obehu aj zníženie otoku, čo taktiež potenciálne prispieva ku odplaveniu chemických látok stimulujúcich nervové zakončenia pre bolesť. Low a Reed (2000) in Watson (2008) tento jav vysvetľujú na základe jemných svalových kontrakcií alebo vplyvom autonómneho systému na zníženie cievného tonusu. Olson et al. (1999) in Watson (2008) udáva výrazné zvýšenie prietoku krvi po aplikácii SF prúdov, no výsledok

nebol o nič lepší v porovnaní s TENS alebo placebom. Noble, Henderson, Cramp, Walsh a Lowe (2000) pozorovali zmeny v prietoku krvi pri frekvenciách 10–100 Hz, 80–100 Hz a 10–20 Hz v kombinácii s placebom. Výsledok ukázal, že IF prúdy aplikované s 10–20 Hz AMF, f_n 4 kHz v intenzite popísanej ako silný ale stále komfortný pocit aplikovaných po dobu 12 minút pomocou vákuových elektród boli schopné výrazne zvýšiť kožné prekrvenie spolu so zvýšením kožnej teploty. Využitie nízkych hodnôt AMF má teda najlepší vplyv na zvýšenie hyperémie v koži, využiteľné napríklad pri periférnych cievnych ochoreniach. Tento efekt stále nemá presné vedecké podloženie, autori ho však vysvetľujú na potenciálnej inhibícii sympatického nervového systému spolu so znížením tonu v hladkej svalovine ciev, čo vedie ku prejavu vazodilatácie (Noble et al. 2000).

Jarit, Mohr, Waller a Glousman (2003) využívali IF prúdy ako domácu liečbu pre ovplyvnenie pooperačných bolestí, rozsahu pohybu a edému u pacientov po rekonštrukcii predného skríženého väzu, menisektómii a chondroplastike kolena. Súčasťou bola aj štandardná rehabilitácia. Pacienti si doma počas siedmich až deviatich týždňov aplikovali trikrát za deň IF prúdy v dvoch 14 minútových fázach (5–10 Hz a 80–150 Hz). V porovnaní s placebo skupinou bola okrem analgetického účinku pozorovaná znížená tvorba otoku aj zlepšenie jeho resorpcie a to v dobe 24 hodín po operácii až po dokončenie výskumu. Rozsah pohybu bol po prvom týždni aplikácie IF prúdov taktiež viditeľne lepší. Autori na základe týchto výsledkov odporúčajú využívanie IF prúdov už v prvých pooperačných týždňoch, ideálne hneď deň po operácii a to v podobe domácej terapie trikrát denne. Zníženie bolesti v kombinácii so znížením edému a zvýšením rozsahu pohybu poskytne pacientovi rýchlejší návrat do denných činností (Jarit et al., 2003). V prípade väčších operácií, ako napríklad u totálnej endoprotézy kolena, sa však výsledky s predchádzajúcou štúdiou nezhodovali. Kadı et al. (2019) udávajú, že totálne endoprotézy bývajú v dôsledku väčšieho rozsahu poškodeného tkaniva sprevádzané omnoho výraznejšími pooperačnými bolesťami než v prípade procedúr zahrnutých vo výskume od autorov Jarit et al. (2003). V tomto výskume polovica pacientov počas prvého pooperačného dňa absolvovala 30 minútovú tetrapolárnu aplikáciu IF prúdov s AMF 100 Hz. Okrem IF prúdov pacienti taktiež podstúpili štandardnú pooperačnú rehabilitáciu a aplikáciu studených zábalov. Druhá polovica pacientov absolvovala štandardnú terapiu so zábalmi a uložením elektród na rovnaké miesto ako u prvej skupiny, no v tomto prípade nebol aplikovaný žiaden prúd. Terapia prebiehala počas piatich dní. Výsledky nepreukázali žiaden významný analgetický ani antiedematózný účinok IF prúdov v porovnaní s placebo skupinou (Kadı et al., 2019). V tomto výskume neboli dodržané kontraindikácie uvedené Poděbradským a Poděbradskou (2009) týkajúce sa prítomnosti kovových implantátov v prúdovej dráhe. Kadı et al. (2019) uviedli, že v prítomnosti kontraindikácii boli pacienti z výskumu vylúčení, avšak presné kontraindikácie nešpecifikovali.

De Domenico a Strauss (1985) vo svojej práci popisujú využitie premodulovaných prúdov ku stimulácii motorických nervov a tým vyvolanie kontrakcie vo svale so zachovanou inerváciou. Ako optimálne parametre pre vyvolanie tetanickej kontrakcie autori uvádzajú nižšie hodnoty AMF, v rozmedzí 40 až 80 Hz na základe komfortu a sily kontrakcie. Stimuláciu bipolárnymi prúdmi je možné využiť ako spôsob zvýšenia svalovej sily a vytrvalosti, svalovú re-edukáciu, prevenciu atrofie u dlhšie nepoužívaných svalov, zníženie svalových spazmov a taktiež spasticity. Pri regulácii spazmov a spasticity však musia byť využívané nižšie intenzity (De Domenico & Strauss, 1985).

Bircan et al. (2002) porovnávali zvýšenie svalovej sily prostredníctvom elektrickej stimulácie premodulovanými prúdmi s bipolárnou aplikáciou a nízkofrekvenčnými prúdmi. Vo výskume bola aj tretia, kontrolná skupina. Stimulácie trvali 15 minút, 5 dní v týždni, tri týždne za sebou v maximálne tolerovateľnej intenzite. Bipolárna aplikácia zahŕňala f_n 2500 Hz a AMF 80 Hz. Nízkofrekvenčné prúdy mali symetrický, bifázický impulz so šírkou impulzu 100 μ s a frekvenciou 80 Hz. Výsledky štúdie ukázali že oba typy prúdov boli rovnako efektívne vo zvýšení sily izokinetickej kontrakcie. V subjektívnom hodnotení komfortu probandi neudávali významné rozdiely medzi aplikovanými prúdmi. V kontrolnej skupine neboli pozorované žiadne významné zmeny ohľadom svalovej sily. V snahe o zvýšenie svalovej sily autori odporúčajú SF aj nízkofrekvenčné prúdy s parametrami využitými v tejto štúdii (Bircan et al., 2002).

Spasticitu, ktorou sa vyššie zaoberali De Domenico a Strauss (1985), vo svojom výskume taktiež zahrnuli aj Suh, Han a Cho (2014). Konkrétne išlo o výskum zaoberajúci sa terapeutickým efektom IF prúdov na spasticitu, rovnováhu a chôdzu u pacientov s cievnou mozgovou príhodou (CMP) v chronickom štádiu. Po aplikácii prúdov s f_n 4000 Hz a AMF 100 Hz po dobu 60 minút v intenzite prahovo senzitivnej bolo pozorovateľné okamžité zníženie spasticity m. gastrocnemius o 41 % v porovnaní s placebom (11 %). Tento výsledok vysvetľujú na základe uvoľnenia inhibičných neurotransmiterov s antispastickým účinkom prostredníctvom 100Hz stimulácie. Zlepšenie bolo pozorované aj v rovnováhe a chôdze. Následne však uvádzajú, že antispastický efekt ani zmeny v rovnováhe či chôdze nepretrvávajú dlhšie než jeden deň (Suh et al., 2014).

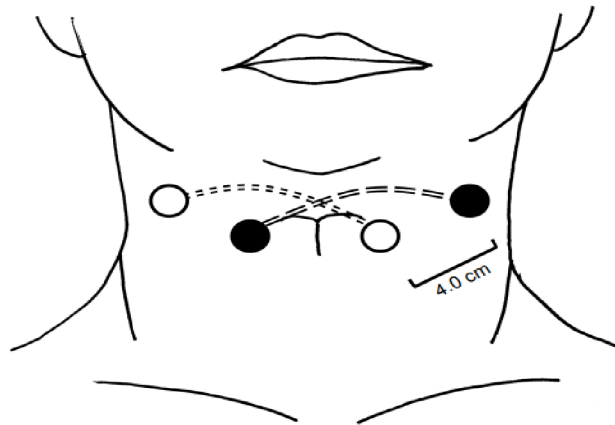
Poděbradský a Poděbradská (2009) u klasickej interferencii udávajú účinky zhodné s nízkofrekvenčnou terapiou (analgetický, myorelaxačný, trofotropný, antiedematózny, hyperemizačný) s rozdielom väčšej hĺbky účinku v prípade IF prúdov.

3.6.3 Ďalšie možnosti využitia SF prúdov

Albornoz-Cabello et al. (2019) pozorovali účinok IF prúdov v prípade chronickej bolesti krčnej chrbtice (Cp). Výskum porovnával vplyv samostatnej cvičebnej jednotky a cvičebnú jednotku v kombinácii s bipolárnou aplikáciou premodulovaných prúdov, konkrétne s f_n 4 kHz, AMF 60 Hz a Sp 90 Hz aplikovaných po dobu 25 minút. Kombinácia cvičenia so SF prúdmi poskytla po dvoch týždňoch (10 aplikácií) v porovnaní so samostatným cvičením výraznejšie zníženie vnímanej bolesti aj väčší aktívny aj pasívny rozsah pohybu v rotácii. Navyše prispela ku zníženiu úzkostlivých/depresívnych symptómov. Výskum sa však zameriaval len na krátkodobý účinok, dlhodobý vplyv nebol skúmaný (Albornoz-Cabello et al., 2019).

Využitie IF prúdov k podpore kostného hojenia bolo skúmané u pacientov s oneskorenými hojením, predispozíciou ku nezhojenej zlomenine alebo samotnou nezhojenou zlomeninou so vznikom pakľbu. Výhody aplikácie IF prúdov u akútnych zlomenín diafýzy tibie popísala vo svojej práci Ganne (1988). Stredofrekvenčné prúdy sú pacientmi dobre tolerované a elektródy sú na rozdiel od implantácie elektród do mäkkého tkaniva či centra zlomeniny (Paterson, Lewis a Cass, 1980), uložené na povrchu. Ďalšie pozitívne vlastnosti sú napríklad optimálna hĺbka prieniku bez nutnosti operačného zákroku, vystavenie celej oblasti zlomeniny účinkom IF prúdu, čo taktiež zahŕňa osteogenetické bunky periostu a mäkké tkanivo. Prúdy navyše produkujú svalové kontrakcie stimulujúce kostné hojenie. Ganne doporučuje využitie stimulácie aj kvôli zníženiu otoku, bolesti, a taktiež facilitácii svalovej kontrakcie počas sadrovej fixácie. Z 25 pacientov bola v priemere 20 týždňov u 22 zaznamenaná zhojená zlomenina bez zostatkovej straty funkcie. Na rozdiel od problému nezhojenej zlomeniny sa autori Fourie a Bowerbank (1997) zameriavali na urýchlenie kostného hojenia u zlomenín tibie, čím by dokázali predísť vzniku pakľbu. Experimentálna skupina absolvovala počas desiatich dní 30 minútovú aplikáciu vákuovými elektródami s AMF 10 – 25 Hz, šesťsekundovým nástupom a šesťsekundovým poklesom. V porovnaní s placebo ani kontrolnou skupinou však nebol pozorovaný žiaden významný rozdiel v rýchlosti kostného hojenia. Autori vysvetľujú nesúhlas s prácou Ganne (1988) na základe rozdielnych záujmov výskumov. Ganne pozorovala účinok elektrickej stimulácie na liečenie nezhojenej zlomeniny, zatiaľ čo Fourie a Bowerbank (1997) skúmali kostné hojenie v prípade nových zlomenín.

Autori Maeda, Koga a Akagi (2017) skúmali vplyv transkutánnej elektrosenzorickej stimulácie (TESS) pomocou IF prúdov u pacientov s dysfágiou. Terapia prebiehala prostredníctvom elektród, z ktorých dve boli uložené na kraji štítnej chrupavky a ďalšie dve 4 cm od homolaterálnej elektródy súbežne s mandibulou (Obrázok 12). Ich funkciou bola stimulácia príslušných krčných nervov. Parametre stimulácie boli nastavené s f_n 2 kHz a AMF 50 Hz.



Obrázok 12. Uloženie elektród (Maeda et al., 2017, str. 1881)

Predpokladom bolo dosiahnuť na základe stimulácie senzorických nervov krku zvýšenie citlivosti ku kašľu. Úspešnosť štúdie posudzovali na základe doby latencie kašľu, ktorý chráni pacientov pred aspiráciou a množstve orálne skonzumovanej stravy. V oboch prípadoch bol v závere štúdie pozorovaný výrazný pokrok. Pri liečbe dysfágie sa v poslednej dobe začala využívať aj transkutánnu neuromuskulárnu elektrickú stimuláciu s pulznými prúdmi, ktoré vyvolávajú svalovú kontrakciu. Z tohto dôvodu autori odporúčajú využitie TESS, ktorá priamo stimuluje aferentné nervy hltanu a hrtanu, ku facilitácii prehĺtania, zatiaľ čo neuromuskulárna elektrická stimulácia považujú za vhodnú súčasť silového cvičenia (Maeda et al., 2017).

Pozitívny účinok IF prúdov bol preukázaný aj u pacientok s prolapsom panvového dna, ktorému sa venovali Korkut, Demir a Celenay (2023). Stimulácia prebiehala trikrát za týždeň, 20 minút počas dvoch mesiacov. Využitá bola tetrapolárna aplikácia s vákuovými elektródami, f_n 4 kHz, AMF 20 – 50 Hz a intenzitou do pocitu kontrakcie v oblasti panvy a viditeľnej elevácii peritonea. IF prúdy poskytli zlepšenie stupňa cystokély, zvýšenie sily aj vytrvalosti svalov panvového dna a tým aj pacientovo subjektívne vnímanie zlepšenia a zvýšenie kvality života. Autori na základe týchto výsledkov odporúčajú stimuláciu IF prúdov ako doplnok terapie u žien s prolapsom panvového dna (Korkut, et al., 2023).

4 KAZUISTIKA PACIENTA

Vyšetrenie bolo vykonané 14.3. 2022. Pacientka podpísala informovaný súhlas (Príloha 1) o uverejnení zistených informácií.

Pohlavie: žena

Vek: 22

Diagnóza: Akútny vertebrogénny algický syndróm bedrovej chrbtice

4.1 Anamnéza

Terajšie ochorenie:

V auguste 2022 pacientka pri backhandovom údere počas ricochetu v rotačnom pohybe pocítila ostrú bolesť v thorakolumbálnom prechode, ktorá pretrvávala dva týždne a občas sa objavila pri zvýšenej záťaži. Bez RHB. Koncom januára začali počas 10 dňovej chrípky (musela ležať) bolesti v oblasti bedrovej chrbtice až thorakolumbálneho prechodu pri flexii trupu, ktorá sa zvyšuje pri zväčšení flexie, obzvlášť na pravej strane. Bolesť popisuje ako tupý, difúzny tlak v hlbokých tkanivách, často unavujúci, ktorý však nikam nevyžaruje, 6/10 na numerickej škále bolesti pri predklone, v klúde 2-3/10. V dotazníku interferencie bolesti s dennými aktivitami (Opavský, 2011) udáva stupeň 3 – „Bolesti mám, nedá sa od nich odpútať pozornosť, ruší vo vykonávaní aj bežných denných činností, ktoré sú preto vykonávané s problémami a chybami.“ Nočné bolesti neudáva, ráno popisuje stuhlosť bedrovej oblasti, ktorá ustáva pri chôdzi. V ADL bolesť obmedzuje zdvíhanie predmetov zo zeme, obliekanie ponožiek či zaväzovanie topánok. Navyše pacientka udáva obmedzenie v odrazovej fáze výskoku, flexii bedrového kĺbu nad 90° a prechode prekážok, skoku do výšky, štarte z bloku a hode oštepom.

Osobná anamnéza:

Subluxácia pravého členkového kĺbu 7× (z toho 2× sádrová fixácia), subluxácia ľavého členkového kĺbu 1×. Pred 8 rokmi pád na trampolíne s intenzívnymi bolesťami 14 dní v oblasti 8. rebra. Úraz nebol vyšetrený lekárom, odvtedy však pociťuje mierne drásoty v danej oblasti, palpačne je možné cítiť lupavý fenomén s preskakovaním tvrdej štruktúry, obzvlášť pri predklone a rotáciách.

Pracovná anamnéza: študentka rekreológie, trénerka atletiky

Športová anamnéza: Od 8 do 20 rokov profesionálna atletika, hlavne skok ďaleký. Aktuálne sa venuje atletike ako trénerka a taktiež rekreačne. Vo voľnom čase sa venuje lezeniu

na stene (1× za týždeň) a behu v prírode (2× za týždeň). Súčasťou štúdia má taktiež gymnastiku a pilates (1× za týždeň).

Rodinná anamnéza: irelevantná

Farmakologická anamnéza: neguje

4.2 Cielené vyšetrenie

Cielené neurologické vyšetrenie k vylúčeniu radikulárneho syndrómu

- Laséquova skúška, Bragardova zkouška, Bonnetova zkouška negatívne
- Mennelova skúška negatívna
- Patellárny reflex aj reflex Achillovej šlachy bez patológie
- Povrchová aj hlboká citlivosť bez známok patológie

Kineziologický rozbor

Aspekcia stoja:

Zozadu

- Minimálny pokles pravej infragluteálnej ryhy
- PDK v miernej VR
- Právě lýtko mierne hypertrofické oproti ľavému
- Tvar pat guľovitý, v miernom valgóznom postavení na oboch nohách
- Bilaterálne znížená pozdĺžna klenba, výraznejšie vľavo
- Výraznejšia konvexná kontúra m. trapezius vpravo

Spredu

- Konfigurácia stehien symetrická, hypertrofie mm. QF bilat.
- Pravá špička mierne vyrotovaná dovnútra
- Právě rameno postavené vyššie
- Umbilicus v strednom postavení, nad umbilicom zarezaná kožná ryha

Zboku

- Držanie hlavy v miernom predsunutí
- Mierne vyhladená hrudná kyfóza
- Mierne anteverzné postavenie panvy

Skúška dvoch váh

V norme, 28 kg PDK, 26 LDK

Rombergova skúška

Stoj je stabilný v stupni I,II aj III bez výrazného súhybu HKK. Po zatvorení očí sa prejavili mierne titubácie a minimálna hra šliach extenzorov, ktoré ale po chvíli ustáli.

Stoj na 1 DK

Stoj na PDK mierne zhoršený v porovnaní s LDK, na začiatku skúšky boli výraznejšie výkyvy rovnováhy, no po zameraní na pevný bod bola pacientka schopná ustáť minimálne 20 sekúnd na oboch DKK. Trendelenburgov, Duchennov príznak ani príznak Dejerine-Babkin nebol prítomný.

Stoj na špičkách

Zvláda bez problémov.

Stoj na pätách

Zvláda bez problémov

Tandemový stoj

Mierne titubácie do strán, ktoré po 3 sekundách prestali.

Vyšetrenie chôdze

Chôdza na fyziologickej bázy, dĺžka kroku symetrická, rytmus kroku pravidelný. Pri chôdzi špička PDK mierne rotuje dovnútra. Viditeľná je zvýšená aktivita svalov v bedrovej oblasti. Súhyb paží symetrický. Chôdza do schodov bez problémov.

Pohybové stereotypy

- **Flexia trupu**
 - o Pohyb prebieha bez súčasnej elevácie panvy alebo zdvihnutia nôh z podložky
- **Abdukcia bedrového kĺbu**
 - o Pomer aktivácie m. tensor fasciae latae a m. gluteus medius je približne 1:1 bez vonkajšej rotácie flexie kyčelného kĺbu či elevácie panvy
- **Extenzia**
 - o Aktivácia ischiokrurálnych svalov prebieha súčasne s m. gluteus maximus, po nich nasleduje už fyziologicky aktivácia kontralaterálnych erektorov bedrovej chrbtice a ďalej aj homolaterálnych, odkiaľ aktivácia prechádza ku hrudným erektorom

Hlboký stabilizačný systém

- **Test brušného lisu** – pacientka je schopná udržať kaudálne postavenie hrudníku, dominuje aktivácia m. rectus abdominis, umbilicus je mierne ťahaný kraniálne. M. transversus abdominis aj mm. oblique sa zapájajú menej, v spodnej časti je viditeľná mierna konkavita, po inštrukcii je však pacientka schopná laterolaterálneho rozšírenia hrudníku s aktiváciou m. transversus abdominis. Paravertebrálne svaly sú vo zvýšenej aktivite.
- **Extenčný test** – výrazná prevaha paravertebrálnych svalov oblasti thorakolumbálneho prechodu v porovnaní laterálnou skupinou brušných svalov, lopatky sú stabilné počas celého pohybu

Komentár – zapojením hlbokého stabilizačného systému (HSS) počas predklonu došlo ku zníženiu popisovanej bolesti.

Cielená aspekcia

Pri Adamsom teste mierne vyvýšenie pravého paravertebrálneho valu v strednej hrudnej oblasti. Ramená aj panva sú v jednej rovine, thorakobrachiálne trojuholníky aj paravertebrálne valy sú symetrické bez viditeľnej patológie.

Zhrnutie: Akútne bolesti v bedrovej oblasti siahajúce až do thorakolumbálneho prechodu, hlavne vpravo, zhoršujúce sa pri flexi trupu. Na pacientke nie sú viditeľné žiadne výrazné patologické odchýlky. Má atletickú postavu s hypertrofiou svalov DKK aj trupového svalstva. Mierna patológia je pozorovateľná v oslabení hlbokého stabilizačného systému s prevahou aktivácie m. rectus abdominis. Ďalej viditeľné prepadnuté pozdĺžne klenby, mierna VR na PDK a znížená hrudná kyfóza. Stabilita na PDK mierne zhoršená v porovnaní s LDK. Pacientka miernu nestabilitu prisudzuje početným sublúxiám v pravom členkovom kĺbe.

Cielená palpácia

Palpáciou (prebrnknutím) paravertebrálnych svalov v oblasti thorakolumbálneho prechodu došlo ku tzv. twitch response. Oblasť bola taktiež vo zvýšenom hypertone a subjektívne bolestivá. Pacientka hlásila zvýšenú bolestivosť pri palpácii m. quadratus lumborum bilat., m. piriformis bilat., a m. psoas major vpravo. V hrudnej oblasti paravertebrálnych valov, m. quadratus lumborum bilat. a m. piriformis vpravo boli viacpočetné RZ. Posunlivosť pri Kiblerovej riase výrazne obmedzená a bolestivá, obzvlášť v bedrovej oblasti

a strednej hrudnej oblasti chrbtice. Navyše Kiblerova riasa v ľavej bedrovej oblasti vyvolala pocit brnenia, ktorý viedol po laterálnej strane pravej DK až po palec na nohe. Spine sign na vyšetrenie SI kĺbu preukázal na ľavej strane známky blokácie, pruženie v SI vľavo taktiež mierne obmedzené, v priebehu vyšetrenia však došlo ku spontánnej mobilizácii. Patrickov test nevyvolal žiadne bolesti.

Antropometrické vyšetrenie dolných končatín

Dĺžka dolných končatín (cm)	Pravá	Ľavá
Funkčná	86	86
Anatomická	78	78
Stehno	46	46
Predkolenie	39	39

Goniometrické vyšetrenie bedrových kĺbov

Bedrový kĺb	Pravý	Ľavý	Norma (Janda & Pavlů, 1993)
Extenzia, flexia	Sa: 20-0-130	Sa: 20-0-130	Extenzia: 10-30
	Sp: 30-0-135	Sp: 30-0-135	Flexia: 120-135
Abdukcia, addukcia	Fa: 35-0-20	Fa: 40-0-20	Abdukcia: 30-50
	Fp: 40-0-25	Fp: 40-0-25	Addukcia: 10-30
Vonkajšia, vnútorná rotácia	Ra: 20-0-30	Ra: 20-0-20	Vonkajšia: 45-60
	Rp: 20-0-30	Rp: 20-0-30	Vnútorná: 30-45

Zhrnutie: V antropometrickom vyšetrení neboli pozorované žiadne odchýlky. Z goniometrického merania je znížená vonkajšia rotácia v oboch bedrových kĺboch, inak bez patológie.

Testy na rozvíjanie chrbtice

- **Ottov test na hodnotenie rozvíjania hrudnej chrbtice do flexie a extenzie**
 - o Inklináčny index – 4 cm (norma 3,5 cm)
 - o Reklinačný index – 2 cm (2,5 cm)
- **Test podľa Stibora na hodnotenie rozvíjania hrudnej a bedrovej chrbtice do flexie**
 - o 7 cm (norma 7–10 cm)

- **Test podľa Schobera na hodnotenie rozvíjania bedrovej chrbtice do flexie**
 - 4 cm (norma 4–6 cm)
- **Test podľa Thomayera na hodnotenie rozvíjania všetkých úsekov chrbtice do flexie**
 - končeky prstov sa dotýkajú zeme (v norme)
- **Skúška lateroflexie**
 - 20 cm na obe strany (norma nad 15 cm)

Vyšetrenie svalovej sily

Flexiu trupu aj flexiu trupu s rotáciou bola pacientka schopná vykonať bez problémov, spodný uhol lopatiek bol v oboch prípadoch vyššie než 5 cm od podložky bez súhybu panvy. Extenziu trupu aj eleváciu panvy taktiež zvládla bez problémov, v krajnej polohe však pacientka udávala mierne bolesti na oboch stranách. Vyšetrenie flexie bedrového kĺbu vyvolávalo na LDK bolesť v bedrovej oblasti chrbtice, svalová sila však nebola v porovnaní s druhostrannou DK znížená. Obmedzenie bolo pozorované na LDK pri extenzii bedrového kĺbu s flexiou kolenného kĺbu, približne o 20 %. Pri natihnutí končatiny už obmedzenie prítomné nebolo. Ostatné pohyby (ABD, ADD, ZR, VR) boli bez obmedzenia.

Vyšetrenie skrátených svalov

Paravertebrálne svaly aj m. quadratus lumborum bilaterálne bez skrátania. Flexory KYK boli na oboch DK skrátané, dle Jandy stupeň 1. Adduktory bilaterálne bez skrátania. M. piriformis bez skrátania, na pravej strane však pacientka udávala zvýšený nepríjemný tlak pri zväčšení VR.

Záver vyšetrenia: Pacientka má bolesti v bedrovej oblasti, zhoršujúce sa pri flexii trupu. Prítomné je mierne oslabenie hlbokého stabilizačného systému, hypertonus v paravertebrálnych svaloch a taktiež viacpočetné reflexné zmeny v hrudnej aj bedrovej oblasti. Taktiež je obmedzená vonkajšia rotácia na oboch DK, mierne skrátané flexorov bedrového kĺbu a bilaterálne znížená pozdĺžna klenba nohy.

4.3 Rehabilitačný plán

Krátkodobý rehabilitačný plán

- Zníženie bolesti v bedrovej oblasti aplikáciou SF prúdov

- Ošetrovanie reflexných zmien v hrudnej oblasti paravertebrálnych valov, m. quadratus lumborum a m. piriformis vpravo pomocou mäkkých techník (pressura, postizometrická relaxácia, kombinovaná terapia)
- Uvoľnenie m. quadratus lumborum v pozícii dieťaťa v kľaku na kolenách, vypoďložením brucha a predýchaním do bolestivej oblasti
- Postfacilitačná inhibícia na flexory bedrového kĺbu bilaterálne, statický strečink v pozícii holuba na flexory bedrového kĺbu aj zvýšenie vonkajšej rotácie v bedrových kĺboch
- Aktivácia a posilnenie HSS v polohe 3. mesiaca v leže na chrbáte s tlakom do stehien s postupnou progresiou do vyšších polôh a pridaním odporu
- Automobilizačné cvičenie na SI skĺbenie, konkrétne „žabák“ podľa Mojžišovej
- Z dôvodu vťahutej kožnej ryhy nad umbilicom ošetrovanie dvanástniku a bránice pomocou prvkov z viscerálnej terapie

Dlhodobý rehabilitačný plán

- Postupná progresia cvičenia na posilnenie hlbokého stabilizačného systému (napr. poloha medveďa, poloha na štyroch, pridanie therabandu v bedrovej oblasti a cvičenie tzv. mačky, využitie gymballu v leže na chrbte a zdvíhanie piat nad balón)
- Po odznení bolestí silový tréning s využitím vlastnej váhy, prípadne nižších váh a zameranie sa na správnu techniku u cvikov ako drep, rumunský mŕtvy ťah či „hip thrust“
- Z dôvodu prepadnutej pozdĺžnej klenby aktivácia a stimulácia plosky nohy na oboch DK „míčkovaním“ a mäkkými technikami, následne senzomotorická rada so zaučením „malej nohy“ postupne zo sedu do stoja
- Počas týždňa zaradiť regeneráciu (sauna, masáž, otužovanie) s kvalitným odpočinkom, prípadne
- Mimo tréning kompenzačné cvičenia s prvkami dynamickej neuromuskulárnej stabilizácie, akrálnej koaktivačnej terapie, prípadne Feldenkreisova metóda a jóga v rámci zlepšenia vnímania pohybu
- Balančný tréning na nestabilných podložkách pre zvýšenie stability v členkových kĺboch
- Zakomponovanie silového tréningu s ľahkou váhou
- Odporúčenie na vyšetrovanie lupavého fenoménu v 8. rebre.

4.4 Popis a výsledky pilotného vyšetrenia

Súčasťou krátkodobého rehabilitačného plánu je zníženie bolesti v bedrovej oblasti aplikáciou SF prúdov, ktorých účinkov bol pilotne vyšetrený pomocou tlakovej algometrie na tlakovom prahu bolesti meranom pred (Tabuľka 5) a po aplikácii (Tabuľka 6).

Pacientka pred začatím terapie identifikovala aktuálne miesto bolesti, ktoré sa nachádzalo v pravom paravertebrálnom vane v oblasti 12. rebra. Palpáciou v danej oblasti bola viditeľná tzv. twitch response. Následne boli na chrbte zaznačené tri body – bod v mieste bolesti (7,5 cm laterálne od stavca L1), bod v mieste uloženia elektródy (7,5 cm laterálne od L/S prechode, tesne nad hrebeňom bedrovej kosti. Tretí bod (komparačný) bol zaznačený na ľavej strane, 7,5 cm laterálne od stavca L1.

Na začiatku testovania boli najskôr pomocou analógového tlakového algometra v troch zaznačených bodoch zistené hodnoty tlakového prahu bolesti, uvedené v Tabuľke 5. Predpokladom tohto pozorovania bolo zvýšenie tlakového prahu bolesti z dôvodu analgetického účinku SF prúdu. Pacientka bola vopred zainštruovaná ku hláseniu prvého pocitu zmeny z tlaku na bolestivý podnet. Pri všetkých meraniach bol hrot algometra položený do zaznačeného miesta pod uhlom 45°. Následne bol hrot algometra pomaly a postupne zatlačený hlbšie do tkaniva až dokým pacientka neudala prvý pocit bolesti. Na základe postupu využitého vo výskume od autorov Pelfort et al. (2015) bolo meranie vykonané trikrát. Prvé meranie bolo skúšobné a výsledné hodnoty boli vypočítané z priemeru druhého a tretieho merania.

Tabuľka 5

Hodnoty tlakového prahu bolesti pred aplikáciou SF prúdov (priemer vyhodnotený z 2. a 3. merania)

Miesto merania	Výsledné hodnoty meraní (N)			
	1.	2.	3.	Priemer (2. a 3.)
Miesto bolesti (vpravo)	28	32	32	32
Pod elektródou (vpravo)	46	42	53	47,5
Komparačný bod (vľavo)	50	42	38	40

Následne boli na pacientku longitudinálne uložené 2 gumové elektródy s podložkami (7×5 cm) navlhčenými vo vode do oblasti pravého paravertebrálneho valu a prichytené dvomi

elastickými popruhmi. Miesto bolesti spadalo presne do stredu prúdovej dráhy dvoch elektród. SF prúdy boli aplikované po dobu 20 minút s parametrami f_n 2 kHz, AMF 50 Hz, Sp 0 v intenzite nadprahovo senzitivnej. Po skončení terapie boli opäť rovnakým spôsobom získané hodnoty tlakového prahu bolesti, uvedené v Tabuľke 6.

Tabuľka 6

Hodnoty tlakového prahu bolesti po aplikácii SF prúdov

Miesto merania	Výsledné hodnoty meraní (N)			
	1.	2.	3.	Priemer (2. a 3.)
Miesto bolesti (vpravo)	33	33	34	33,5
Pod elektródou (vpravo)	54	54	48	51
Komparačný bod (vľavo)	38	38	36	37

Z dôvodu viacpočetných reflexných zmien v oblasti bolestivého miesta bola po SF prúdoch aplikovaná kombinovaná terapia (interferencia 2-pólová. + ultrazvuk), s f_n 2000 kHz, 0,6W, 1MHz, 5 min. Počas aplikácie pacientka pociťovala prahovo motorickú intenzitu (mierne svalové záškľby) v oblasti, ktorá odpovedala vyššie popísanému miestu bolesti. Toto miesto bolo ošetrované po dobu 5 minút a následne tretíkrát odobrané hodnoty tlakového prahu bolesti, uvedené v Tabuľke 7.

Tabuľka 7

Hodnoty tlakového prahu bolesti po aplikácii kombinovanej terapie (interferencia 2-pólová + ultrazvuk, s f_n 2000 kHz, 0,6W, 1 MHz, 5 min) po predchádzajúcej aplikácii stredofrekvenčných prúdov

Miesto merania	Výsledné hodnoty meraní (N)			
	1.	2.	3.	Priemer (2. a 3.)
Miesto bolesti (vpravo)	46	41	46	43,5
Pod elektródou (vpravo)	49	53	57	55
Komparačný bod (vľavo)	44	48	52	50

5 DISKUSIA

5.1 Diskusia k teoretickej časti

SF prúdy spadajú do neinvazívneho a nefarmakologického spôsobu terapie. Hussein et al. (2022) považujú SF prúdy za jednu z najčastejších elektroterapeutických modalít využívanú fyzioterapeutmi ku zníženiu bolesti muskuloskeletálneho pôvodu. Mechanizmov vysvetľujúcich analgetický účinok je v literatúre uvedených viacero, no presný mechanizmus stále nebol objasnený (Rampazo & Liebano, 2022). Navyše De Domenico (1982), Goats (1990) aj Corrêa et al. (2016) považujú placebo efekt za dôležitú súčasť účinku SF prúdov. Okrem analgetického účinku dokážu SF prúdy pôsobiť na zníženie otoku (De Domenico, 1982), vyvolanie kontrakcie vo svaloch so zachovanou inerváciou (De Domenico & Strauss, 1985; Bircan et al., 2002), podporenie hojenia (Ganne, 1988) či krátkodobé zníženie spasticity (Suh et al., 2014). Pri využívaní SF prúdov je možné zvoliť rôzne kombinácie parametrov, spôsobov aplikácie, intenzity prúdu či dĺžku trvania. Z dôvodu širokého spektra možností je dôležité poznať účinky jednotlivých parametrov, ideálne na základe aktuálnych vedeckých poznatkov (Rampazo & Liebano, 2022). Výskumov zaoberajúcich sa vplyvom f_n na požadovaný účinok je v odbornej literatúre málo. Z výskumu od Venancio et al., (2013), skúmajúceho účinok f_n na tlakový prah bolesti, je možno konštatovať, že nižšie hodnoty f_n (1–2 kHz) budú mať vyšší analgetický účinok, no zároveň budú subjektívne nepríjemnejšie v porovnaní s vyššími hodnotami (8–10 kHz). V prípade pacientov s chronickou nešpecifickou LBP, sledovanou vo výskume od Corrêa et al. (2016) bol však analgetický účinok pozorovaný len počas prvých 20 – 30 minút od prvej aplikácie SF prúdov. Počas nasledujúcich 4 mesiacov s 12 terapiami neboli na základe numerickej škály bolesti pozorované žiadne rozdiely v subjektívnom vnímaní bolesti pri použití f_n 1 kHz, 4 kHz v porovnaní s placebo skupinou. Jediná zmena bola v tlakovom prahu bolesti, meranom tlakovým algometrom, ktorý sa zvýšil v prípade aktívnej aplikácie SF prúdov v porovnaní s placebo skupinou.

Je teda evidentné, že SF prúdy dokážu vplývať na tlakový prah bolesti. V prípade chronických LBP dokážu potenciálne poskytnúť krátkodobý analgetický účinok, no z dlhodobého hľadiska pravdepodobne nebude samostatná aplikácia SF prúdov bez ďalších intervencií v znížení bolesti efektívna, bez ohľadu na hodnotu nastavenej f_n . Na základe diplomovej práce od Dobešovej (2019) je možno usúdiť, že nižšia hodnota f_n poskytne vyššiu dráždivosť prúdu a prostredníctvom práce od Novotnej (2016) môžeme konštatovať, že f_n ďalej ovplyvní účinnosť AMF. Hodnotu f_n môžeme teda určovať na základe štádia aktuálnych bolestí a subjektívnom vnímaní bolesti konkrétneho pacienta.

Dôležitosť konkrétnej hodnoty AMF na špecifický účinok je v zahraničnej literatúre často spochybňovaná (Beati et al., 2011; Claro et al., 2014; Dounavi et al., 2012; Fuentes et al., 2010a; Guerra & Bertolini, 2012; Palmer et al., 1999). Na základe Novotnej (2016) je možné tvrdiť, že účinok AMF bude čiastočne ovplyvnení hodnotou f_n a zvolenou subjektívnou intenzitou. Johnson (1999) udáva, že presná hodnota AMF nedokáže produkovať špecifický účinok. Johnson a Tabasam (2003b) navyše dodávajú, že tvrdenia týkajúce sa optimálnych nastavení parametrov pre SF prúdy sú založené na informáciach súvisiacich s vrátkovou teóriou, ktoré boli potvrdené v prípade pulzných prúdov (napríklad TENS), nie však u amplitúdovo-modulovaných vln, ktoré vznikajú v prípade SF prúdov. Z uvedených štúdií je možno usudzovať, že AMF má vplyv na akomodáciu a taktiež komfort pacienta. V prípade výskumu od Noble et al. (2000) bola pri rovnakej subjektívnej intenzite nižšia hodnota AMF spojená s výraznými vazodilatačnými účinkami. V prípade analgézie však Rampazo a Liebano (2022) v systematickom prehľade uvádzajú, že rozdielne hodnoty AMF neposkytli u zdravých jedincov ani u pacientov s artrózou kolena odlišný analgetický účinok. Významný vplyv nebol preukázaný ani v ďalších nastaviteľných parametroch frekvenčnej modulácie (spectrum, sweep time, „swing pattern delivery ramps“) a to vzhľadom ku akomodácii ani analgetickému účinku.

Odlíšne názory českej a zahraničnej literatúry boli viditeľné aj v prípade tetrapolárnej a bipolárnej aplikácie. Podľa Ozcan et al. (2004) je bipolárna aplikácia superiorna v hĺbke účinku aj komforte pacienta v porovnaní s tetrapolárnou aplikáciou, čo nekorešponduje s údajmi uvádzanými Poděbradským a Poděbradskou, (2009). Beatti et al. (2011) potvrdili, že oba spôsoby aplikácie dokážu dosiahnuť hlboko uložené tkanivá, no v prípade tetrapolárnej aplikácie bolo v hĺbke zaznamenané väčšie napätie. Taktiež preukázali, že sa prúdy šíria aj mimo hranice elektród (merané 5 cm od elektród).

Jednoznačný názor nie je možné stanoviť ani v prípade samostatného využitia SF prúdov v porovnaní s ich využitím v zmysle kointervencie, keďže sa názory v meta-analýzach od autorov Hussein et al. (2022) a Fuentes et al. (2010b) výrazne líšia. V oboch prácach bolo zaradené široké spektrum diagnóz v akútnych aj chronických štádiách a evaluácie často pozostávali len zo subjektívneho hodnotenia bolesti. Hussein et al. (2022) považuje samostatnú aplikáciu IF prúdov za efektívnu v znížení bolesti, obzvlášť chronického charakteru. Fuentes et al. (2010b) naopak nepovažuje samostatnú aplikáciu za dostatočne účinnú a využitie SF prúdov odporúča v rámci kointervencie. Na základe tvrdení od Johnson a Tabasam, (2003b) týkajúcich sa zvýšenia prahu bolesti počas aplikácie SF prúdov s následným poklesom po skončení terapie by bolo optimálne zaradiť aplikáciu SF prúdov pred LTV ku zvýšeniu komfortu pacienta.

V rámci jednotlivých indikácii sa účinnosť SF prúdov líšila na základe aktuálneho stavu bolesti, využitých parametrov či zdroju bolesti. Johnson a Tabasam (2003b) však kritizujú

protokoly ku špecifickým diagnózam. Ku jednej diagnóze existuje viacero protokolov, pričom každý využíva rozdielne parametre, no dôvod ich voľby nie je vysvetlený. Na základe tejto skutočnosti je náročné porovnávať vplyv prúdov na konkrétnu diagnózu. Poděbradský a Poděbradská (2009) v obecných zásadách voľby fyzikálnej terapie navyše píše, že pri voľbe fyzikálnej terapie nie je vhodné vychádzať z medicínskej diagnózy. Dôležité je zistiť aktuálne klinické príznaky, objasniť ich význam a štádium a na základe zistení zvoliť druh fyzikálnej terapie, ktorý najlepšie splní požadovaný účinok.

Pri porovnaní SF prúdov s TENS Watson (2008) udáva, že na základe laboratórnych dôkazov neexistujú presvedčivé rozdiely medzi účinkami jednotlivých prúdov. Ward, Lucas-Toumbourou a McCarthy (2009) potvrdili, že TENS (50 Hz a 125 μ s) a SF prúdy (f_n 4 kHz a 20% duty cycle) sú rovnako účinné vo zvýšení prahu bolesti u zdravých pacientov. Rozdiel bol zaznamenaný len v subjektívnom hodnotení probandov, ktorí označili SF prúdy ako viac komfortné. Meta-analýzy spomenuté v kapitole 3.7.1. od autorov Hussein et al. (2022) aj Fuentes et al. (2010b) sa zhodujú v názore, že IF prúdy neboli v porovnaní s inými intervenciami, medzi ktoré spadala aj TENS, významne účinnejšie. V práci Zeng et al. (2015), zaoberajúca sa liečbou artrotickej bolesti kolena pomocou TENS a IF prúdov boli síce IF prúdy považované za najefektívnejšie, no autori poukazujú na vysokú heterogenitu a nízky počet zahrnutých štúdií. Pri diagnóze ramenného impingement syndrómu (Gunay Ucurum et al., 2018) taktiež nebol zaznamenaný superiórny účinok medzi konvenčnou TENS, IF prúdmi a ultrazvukom. Opäť však boli IF prúdy označené ako najpríjemnejšie. Významne väčší analgetický účinok IF prúdov v porovnaní s TENS bol preukázaný pri diagnóze chronickej LBP, a to v práci Dias et al. (2021) aj Rajfur et al. (2017). Podľa autorov Samuel a Maiya (2015) chýba k presnému objasneniu analgetického účinku TENS aj IF prúdov viac výskumov s vyššou metodickou kvalitou. Využitie oboch typov elektrickej stimulácie však odporúčajú v paliatívnej starostlivosti, ktorej hlavným cieľom býva hlavne zníženie bolesti.

5.2 Diskusia k praktickej časti

Praktická časť bakalárskej práce obsahuje kazuistiku pacientky s akútnym vertebroalgickým syndrómom v bedrovej oblasti, ktorý pretrváva od konca januára 2023. Z tohto dôvodu bola aplikáciou stredofrekvenčných prúdov (a následne aj kombinovanou terapiou) ošetrovaná bedrová oblasť, konkrétne pravý paravertebrálny val v oblasti stavca L1 až po lumbosakrálny prechod, s cieľom zníženia bolesti stimuláciou A β vlákien na princípe vrátkovej teórie. Subjektívna intenzita bola preto zvolená ako nadprahovo senzitivná, ktorú mala pacientka vnímať ako silné, no stále komfortné brnenie bez pocitu kontrakcii.

Bipolárna aplikácia bola využitá z dôvodu tvrdení Lambert et al. (1993), ktorý uvádza, že tetrapolárnou aplikáciou nie je možné (na rozdiel od bipolárnej aplikácie) dosiahnuť 100% deštruktívnu interferenciu, teda 100% amplitúdovú moduláciu prúdu. Beatti et al. (2011) síce zaznamenali väčšiu hĺbku účinku tetrapolárnej aplikácie v porovnaní s bipolárnou aplikáciou avšak v závere práce uvádzajú, že najväčšie napätie prúdov bolo zaznamenané v okolí elektród, zatiaľ čo v prípade bipolárnej aplikácie pozorovali najväčšiu hodnotu napätia v priebehu prúdovej dráhy. Bipolárnou aplikáciou je teda možné presnejšie a jednoduchšie zasiahnuť cieľnú oblasť.

Serafim et al. (2019) vo svojom výskume pri akútnej LBP u žien taktiež využili bipolárnu aplikáciu SF prúdov po dobu 20 minút s výsledným krátkodobým analgetickým účinkom. V práci ďalej zvolili f_n 2 kHz na základe výskumu od Venancio et al. (2013), ktorý preukázal, že nižšie hodnoty f_n (1–2 kHz) poskytujú napriek zníženému komfortu vyšší analgetický účinok. Z tohto dôvodu bola v tejto práci zvolená hodnota f_n 2 kHz.

Výrazný vplyv AMF na analgetický účinok ešte stále nebol preukázaný (Claro et al. 2014). Hodnota 50 Hz AMF bola zvolená na základe tvrdení ohľadom komfortu od Martin a Palmer (1996), ktorí udávajú, že nižšie hodnoty AMF (do 40 Hz) boli označené za nepríjemnejšie v porovnaní s vyššími hodnotami. V hodnotách 50 – 100 Hz nebol zaznamenaný rozdiel v rámci komfortu. Ďalším dôvodom bolo tvrdenie z výskumu od Gavassa de Araújo et al. (2014) o nižšom počte akomodácii pri využití nižších hodnôt AMF v porovnaní so 100 Hz v prípade bipolárnej aplikácie. Serafim et al. (2019) taktiež využili pri akútnej bolesti LBP hodnotu AMF 50 Hz s dĺžkou trvania 20 minút, dôvod však nie je uvedený. Rampazo a Liebano (2022) vo svojom systémovom prehľade prisudzujú väčšine voliteľných parametrov s výnimkou f_n a AMF nízku dôležitosť.

Výskum od Pivetta a Bertolini (2012) zaoberajúci sa účinkom Sp na akomodáciu nepreukázal vplyv na čas prvej akomodácie ani celkový počet akomodácii (na zdravých ľuďoch). Johnson a Tabasam (2003b) (na zdravých ľuďoch) taktiež nepreukázali dôležitosť rôznych nastavení frekvenčnej modulácie, s čím súhlasí aj Dounavi et al. (2012). Na základe týchto výsledkov neboli okrem AMF v aktuálnej práci zvolené žiadne ďalšie frekvenčné modulácie. Tu je však dôležité spomenúť, že všetky vyššie spomenuté výskumy zaoberajúce sa frekvenčnou moduláciou skúmali výsledný účinok na zdravých probandoch. U pacienta s akútnou bolesťou by teda mohli mať potenciálne odlišný vplyv.

V pilotnom meraní boli pomocou tlakového algometra sledované zmeny v prahu bolesti. Na základe výsledkov (Kapitola 4.4) je možné pozorovať zvýšenie prahu bolesti po aplikácii premodulovaných prúdov, z čoho vyplýva, že prúdy poskytli analgetický účinok v mieste bolesti aj v mieste pod elektródou, zatiaľ čo v komparačnom bode ku zvýšeniu prahu nedošlo. Pod elektródou bolo zvýšenie prahu bolesti vyššie v porovnaní s miestom bolesti, čo súhlasí

s tvrdením od Beatti et al. (2011), ktorí udávajú, že v prípade využitia premodulovaných prúdov dochádza k maximálnej stimulácii v tesnej blízkosti elektród. Taktiež to potenciálne poukazuje na možnosť, že k dosiahnutiu analgetického účinku bipolárnou aplikáciou nemusí byť ošetrované miesto v presnom strede medzi dvomi elektródami. Po skončení aplikácie pacientka nepociťovala žiadnu výraznú zmenu bolesti, udávala však zvýšenie citlivosti ošetrovanej oblasti. Tieto výsledky korelujú s výsledkami uvedenými vo výskume od Corrêa et al. (2016). Aj v tomto prípade boli síce pozorované fyziologické zmeny v tlakovom prahu bolesti meranom digitálnym algometrom, no v subjektívnej intenzite vnímania bolesti neboli zaznamenané žiadne významné rozdiely v porovnaní s placebo skupinou. Navyše bola poloha v ľahu na bruchu po dobu 20 minút pre pacientku nekomfortná.

Výsledky pozorovania zameraného na účinok kombinovanej terapie preukázali výraznejšie zvýšenie prahu bolesti v porovnaní s hodnotami získanými po aplikácii SF prúdov. V mieste bolesti bolo po SF prúdoch pozorované zvýšenie prahu o 1,5 N, zatiaľ čo po aplikácii kombinovanej terapie došlo ku zvýšeniu prahu bolesti o 11,5 N. Navyše ošetrovanie trvalo 5 minút v ľahu na bruchu, čo pacientka tolerovala výrazne lepšie než v prípade SF prúdov. Tieto výsledky poukazujú na dôležitosť využívania fyzikálnej terapie v súlade s nálezmi osobného vyšetrenia (v tomto prípade reflexné zmeny v paravertebrálnych valoch) a nie symptomatologicky. V kazuistike uvedenej v tejto práci mohla byť bolesť potenciálne spôsobená reflexnými zmenami v oblasti m. multifidi, longissimus thoracis či iliocostalis thoracis s následným šírením do bedrovej oblasti, čo by vysvetľovalo výraznejšie zvýšenie tlakového prahu bolesti po aplikácii kombinovanej terapie v porovnaní s aplikáciou SF prúdov.

Z doterajších štúdií zaoberajúcich sa analgetickým účinkom SF prúdov je náročné zvoliť jeden najoptimálnejší spôsob zakomponovania prúdov do liečby. SF prúdy sú v praxi často aplikované ako kointervencia ku štandardnému spôsobu terapie s liečebnou telesnou výchovou. Tento spôsob využitia však Hussein et al. (2022) nepovažujú za významne účinný v porovnaní s placebom či samostatnou liečebnou telesnou výchovou bez využitia fyzikálnej terapie. V ich výskume bola vysoká heterogénnosť parametrov aj ošetrovaných oblastí a preto je nutné zvážiť relevantnosť uvedených výsledkov. Odlišný názor uvádzajú Fuentes et al. (2010b), ktorí preukázali relatívne vyššiu účinnosť IF prúdov využitých ako kointervenciu v porovnaní s placebom, avšak výsledný účinok bol porovnateľný s prúdmi TENS, ultrazvukom či nahrievacími vrecúškami. V tejto meta-analýze bolo zahrnuté malé množstvo štúdií s veľkou heterogenitou akútnych aj chronických stavov. Almeida et al. (2020) považujú za hlavný účinok IF prúdov okamžité zníženie bolesti, čo umožní vykonávať terapeutické cvičenie v následnej liečebnej telesnej výchove. Z tohto dôvodu je aplikácia SF prúdov zaradená na začiatku krátkodobého rehabilitačného plánu. Následne bude pokračovať dôležitá súčasť liečebnej rehabilitácie

v podobe kinezioterapie, keďže Poděbradský a Poděbradská (2009) označujú fyzikálnu terapiu ako pomocnú metódu v rámci komplexného prístupu. Po odznení akútnych bolestí bude nasledovať odporúčenie pravidelnej fyzickej aktivity, ktorú Serafim et al. (2019) považujú za významný preventívny aj liečebný faktor u akútnych LBP.

6 ZÁVER

Stredofrekvenčné prúdy patria do neinvazívnej formy fyzikálnej terapie, v praxi najčastejšie využívané z dôvodu schopnosti dosahovať väčšie hĺbky a tým ovplyvňovať hlboko uložené tkanivá. Za hlavný účinok je často považovaná analgézia, ktorá však v mnoho prípadoch poskytuje len krátkodobý efekt. Štúdie taktiež dokazujú účinky vazodilatačné a hyperemizačné, antiedematózne či krátkodobé antispastické. K dosiahnutiu požadovaných účinkov je dôležité zvoliť optimálnu subjektívnu intenzitu. Nastavenie f_n vplyva na výsledný účinok prúdov, subjektívny komfort, dráždivosť prúdu aj účinnosť AMF. Dôležitosť hodnoty AMF je v zahraničnej literatúre veľmi často spochybňovaná. Účinnosť „spectra“, „sweep time“ a ďalších frekvenčných modulácií nebola preukázaná v zmysle vplyvu na akomodáciu ani analgetického účinku. Zdá sa, že akomodácia je podmienená viacerými faktormi a nie je možné jednoznačne určiť, ktorý parameter či spôsob aplikácie má na ňu jednoznačný vplyv. V prípade porovnania tetrapolárnej a bipolárnej aplikácie nie je dokázaná jednoznačná suverenita a napriek tvrdeniam českej aj slovenskej odbornej literatúry týkajúcich sa nadradenosti tetrapolárnej aplikácie je možné v zahraničnej literatúre nájsť názory, ktoré sa s týmto tvrdením stotožňujú ale aj názory, ktoré tieto tvrdenia vyvracajú.

V prípade voľby ktorejkoľvek formy fyzikálnej terapie je nutné zamerať sa najskôr na požadovaný účinok v nadväznosti na aktuálny diagnostikovaný problém a nevoliť terapiu len na základe medicínskej diagnózy s využitím prednastavených parametrov. Tento názor potvrdili aj výsledky pilotného vyšetrenia aplikácie SF prúdov na diagnózu akútneho vertebrogénneho algického syndrómu, ktoré síce zdvihli tlakový prah bolesti, no subjektívne neposkytli žiadne zlepšenie aktuálneho stavu. Kombinovaná terapia, cielená na diagnostikované reflexné zmeny, poskytla v porovnaní so SF prúdmi omnoho výraznejší analgetický účinok.

7 SÚHRN

Táto práca sa venuje problematike stredofrekvenčných prúdov, ktorých frekvencie spadajú do rozmedzia 1001–100 000 Hz. Ide o striedavý typ prúdu, ktorý vyvoláva asynchrónnu depolarizáciu na princípe sumácie niekoľkých impulzov. Najčastejšie sú využívané pri ošetrovaní bolestí v hlbšie uložených tkanivách, aj keď presný mechanizmus analgetického účinku nie je objasnený. Do úvahy prichádza vrátková teória bolesti, descendentný inhibičný systém, fyziologický blok nociceptívneho vstupu ale aj vplyv placebo efektu. Pri aplikácii sú využívané dva hlavné spôsoby – tetrapolárny a bipolárny. V prípade tetrapolárnej aplikácie je dôležité si uvedomiť, že oblasť stimulácie vytvára obraz tzv. zaobleného diamantu, nie štvorlístku. Medzi základné voliteľné parametre patrí podľa českých a slovenských autorov nosná frekvencia, amplitúdová modulácia, „spectrum“, „sweep time“, „contour“ a doba rotácie. V zahraničnej literatúre sú využívané termíny ako „frequency sweep“ či „swing pattern delivery ramps“. Názory ohľadom účinnosti jednotlivých parametrov sa v odborných literatúrach výrazne líšia. Okrem analgézie poskytujú SF prúdy aj účinky vazodilatačné a hyperemizačné, antiedematózne či krátkodobé antispastické. Prúdy sú taktiež využívané pri stimuláciách motorických nervov u svalov so zachovanou inerváciou či v prípade niektorých pooperačných stavov ku zlepšeniu resorpcie otoku a zvýšeniu rozsahu pohybu. V praxi sú najčastejšie aplikované pri diagnózach ako osteoartróza kolenného kĺbu, bolesti spodnej časti chrbta či bolestiach ramenného kĺbu rôznej etiológie. Zahraničná literatúra udáva ich využitie aj v prípade chronickej bolesti krčnej chrbtice, podpore oneskoreného hojenia či predispozíciou ku nezhojenej zlomenine alebo samotnou nezhojenou zlomeninou so vznikom pakľbu a taktiež u pacientov s dysfágiou či prolapsom panvového dna. Pri porovnaní IF prúdov s TENS bol významnejší analgetický účinok čiastočne preukázaný na artrotickej bolesti kolena. V prípade bolestí prejavujúcich sa u LBP sa IF prúdy preukázali ako najúčinnnejšie v porovnaní s TENS aj diadynamickými prúdmi, a to v rámci krátkodobého aj dlhodobého účinku. Čiastočná superiorita IF prúdov bola pozorovaná v prípade ramenného impingement syndrómu a to v rámci subjektívneho komfortu. Hyperemický účinok majú na základe výskumov oba prúdy rovnaký.

Pilotným vyšetrením analgetického účinku premodulovaných prúdov na akútny vertebrogénny algický syndróm bolo pozorované zvýšenie prahu bolesti, no v subjektívnom vnímaní bolesti výrazné zlepšenie zaznamenané nebolo. Následná aplikácia kombinovanej terapie však poskytla značný analgetický účinok, čo poukazuje na dôležitosť využívania fyzikálnej terapie v súlade s momentálnymi klinickými príznakmi a nie na základe medicínskej diagnózy.

8 SUMMARY

This thesis examines medium-frequency currents with frequencies ranging from 1001 to 100,000 Hz. This is an alternating type of current which induces asynchronous depolarization based on the principle of summation of several pulses. These currents are most commonly used to treat pain in deeper tissues, although the exact mechanism of the analgesic effect has not been elucidated. The gate control theory of pain, the descending inhibitory system, the physiological block of nociceptive input but also the influence of the placebo effect come into consideration. Two main modalities - tetrapolar and bipolar - are used in the application. In the case of tetrapolar application, it is important to note that the area of stimulation produces an image of a 'rounded diamond', not a clover-leaf. According to the Czech and Slovak authors, the basic selectable parameters include carrier frequency, amplitude modulation, "spectrum", "sweep time", "contour" and rotation time. In foreign literature, terms such as "frequency sweep" and "swing pattern delivery ramps" are used. Opinions on the effectiveness of each parameter vary considerably in the literature. In addition to analgesia, medium-frequency currents provide vasodilatory and hyperemic, anti-edematous or short-term antispastic effects. Currents are also used in motor nerve stimulation in muscles with preserved innervation or in some postoperative conditions to improve resorption of edema and increase range of motion. In practice, they are most often applied in diagnoses such as osteoarthritis of the knee joint, lower back pain or shoulder joint pain of various etiologies. Foreign literature also indicates their use in chronic cervical spine pain, promotion of delayed healing or predisposition to an unhealed fracture or an actual unhealed fracture with the development of a subluxation, and also in patients with dysphagia or pelvic floor prolapse. When comparing interferential currents with TENS, a more significant analgesic effect was partially demonstrated on arthritic knee pain. For pain manifesting in LBP, interferential currents proved to be the most effective compared to both TENS and diadynamic currents, both in terms of their short-term and long-term effect. Partial superiority of interferential currents was observed in the case of the shoulder impingement syndrome and this was in terms of subjective comfort. Based on research, the hyperemic effect is the same for both currents.

A pilot investigation of the analgesic effect of premodulated currents on the acute vertebrogenic algic syndrome demonstrated an increase in pain threshold after application, but no significant improvement was noted in subjective pain perception. However, the subsequent application of combination therapy provided a significant analgesic effect, highlighting the importance of using physical therapy in accordance with the current clinical symptoms and not based on a medical diagnosis.

9 REFERENČNÝ ZOZNAM

- Albornoz-Cabello, M., Maya-Martín, J., Domínguez-Maldonado, G., Espejo-Antúnez, L., & Heredia-Rizo, A. M. (2016). Effect of interferential current therapy on pain perception and disability level in subjects with chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, *31*(2), 242-249.
- Albornoz-Cabello, M., Pérez-Mármol, J. M., Barrios Quinta, C. J., Matarán-Peñarrocha, G. A., Castro-Sánchez, A. M., & de la Cruz Olivares, B. (2019). Effect of adding interferential current stimulation to exercise on outcomes in primary care patients with chronic neck pain: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, *33*(9), 1458-1467.
- Almeida N., Paladini L.H., Korelo R.G., Lieabano R. E., & De Macedo A. C. (2020). Immediate Effects of the Combination of Interferential Therapy Parameters on Chronic Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *Pain Practice* [online], *20*(6), 615–625.
- Alqualo-Costa, R., Thomé, G. R., Perracini, M. R., & Liebano, R. E. (2018). Low-level laser therapy and interferential current in patients with knee osteoarthritis: a randomized controlled trial protocol. *Pain Management*, *8*(3), 157-166.
- Beatti, A., Rayner, A., Chipcase, L., & Souvlis, T. (2011). Penetration and spread of interferential current in cutaneous, subcutaneous and muscle tissues. *Physiotherapy* [online], *97*(4), 319–326.
- Beatti, A., Al Zahrani, E., Al Qahtani, T., Al Saif, H., & Khamis, A. (2018). A double-blind placebo-controlled clinical investigation into pain reduction effect of placing the pain spot outside the intersection area of the two currents of interferential therapy compared to traditional method. *Physical Therapy Reviews*, *23*(2), 99-107.
- Bennett, J. (2020). Interferential treatments: *Cosmetics and skin*. Retrieved 6.10. 2022 from the World Wide Web: <https://www.cosmeticsandskin.com/fgf/interferential.php>
- Bircan, C., Senocak, O., Peker, O., Kaya, A., Tamc, S. A., Gulbahar, S., & Akalin, E. (2002). Efficacy of two forms of electrical stimulation in increasing quadriceps strength: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, *16*(2), 194-199.
- Chen, H. -L., Yang, F. -A., Lee, T. -H., Liou, T. -H., Escorpizo, R., & Chen, H. -C. (2022). Effectiveness of interferential current therapy in patients with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Scientific Reports*, *12*(1).
- Claro, A. O., Kanezawa, B. A., Camargo, M., Paes, V. M., Portolez, J. L. M., & Bertolini, G. R. F. (2014). Pressure and cold pain threshold in healthy subjects undergoing interferential current at different amplitude modulated frequencies. *Revista Dor*, *15*(3), 178–181.
- Corrêa, J.B., Costa L.O.P., Oliveira N.T.B., Lima W.P., Sluka K.A., & Liebano R.E. (2016). Effects of

- the carrier frequency of interferential current on pain modulation and central hypersensitivity in people with chronic nonspecific low back pain: A randomized placebo-controlled trial. *European Journal of Pain*, 20(10), 1653–1666.
- Creech, J. A., & Silver, S. (2022). Shoulder Impingement Syndrome. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.
- De Domenico, G. G. (1982). Pain relief with interferential therapy. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 28(3), 14–18.
- De Domenico, G. G., & Strauss, G. (1985). Motor Stimulation with Interferential Currents. *Australian Journal of Physiotherapy*, 31(6), 225-230.
- Defrin R., Ariel E., & Peretz Ch. (2005). Segmental noxious versus innocuous electrical stimulation for chronic pain relief and the effect of fading sensation during treatment. *Pain*, 115(1), 152–160.
- Dias, L. V., Cordeiro, M. A., Schmidt de Sales, R., dos Santos, M. M. B. R., Korelo, R. I. G., Wojciechowski, A. S., & de Mace do, A. C. B. (2021). Immediate analgesic effect of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) and interferential current (IFC) on chronic low back pain: Randomised placebo-controlled trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 27, 181-190.
- Dobešová, G. (2019). Vliv frekvence amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů na hodnotu senzitivních a motorických prahů dráždivosti. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Dounavi, M. D., Chesterton, L. S., & Sim, J. (2012). Effects of Interferential Therapy Parameter Combinations Upon Experimentally Induced Pain in Pain-Free Participants: A Randomized Controlled Trial. *Physical Therapy*, 92(7), 911-923.
- Dyck, P. J., O'Brien, P. C., Kosanke, J. L., Gillen, D. A., & Karnes, J. L. (1993). A 4, 2, and 1 stepping algorithm for quick and accurate estimation of cutaneous sensation threshold. *Neurology*, 43(8), 1508-1508.
- Fiori, A., Cescon, C. L. C., Galesky, J. F., Santos, T. A. C., Brancalhão, R. M. C. & Bertolini, G. R. F. (2014). Comparison between bipolar and tetrapolar of the interferential current in nociceptive threshold, accommodation and pleasantness in healthy individuals. *European Journal of Physiotherapy* [online], 16(4), 201-205.
- Fourie, J. A., & Bowerbank, P. (1997). Stimulation of bone healing in new fractures of the tibial shaft using interferential currents. *Physiotherapy Research International*, 2(4), 255-268.

- Fuentes C. J., Armijo-Olivo S., Magee D. J., & Gross D. (2010a). Does amplitude-modulated frequency have a role in the hypoalgesic response of interferential current on pressure pain sensitivity in healthy subjects? A randomised crossover study. *Physiotherapy* [online]. 96(1), 22–29.
- Fuentes, J. P., Armijo-Olivo, S. A., Magee, D. J., & Gross, D. P. (2010b). Effectiveness of interferential current therapy in the management of musculoskeletal pain: a systematic review and meta-analysis. *Physical Therapy*, 90 (9), 1219–1238.
- Ganne, J. M., (1988). Stimulation of Bone Healing with Interferential Therapy. *Australian Journal of Physiotherapy*, 34(1), 9-20.
- Gavassa de Araújo, B., Filipin, K., Pasqualli, T., Ribeiro, L. de F. Ch., & Bertolini G. R. F. (2014). Effect of interferential current of different amplitude-modulated frequencies, on threshold and number of accommodations on healthy painless individuals. *Revista Dor*, 15(4), 245–247.
- Goats, G. (1990). Interferential current therapy. *British Journal of Sports Medicine*, 24(2), 87–92.
- Golob, A. L., & Wipf, J. E. (2014). Low Back Pain. *Medical Clinics of North America*, 98(3), 405-428.
- Gomes, C. A. F. de P., Dibai-Filho, A. V., Moreira, W. A., Rivas, S. Q., Silva, E. dos S., & Garrido, A. C. B. (2018). Effect of Adding Interferential Current in an Exercise and Manual Therapy Program for Patients With Unilateral Shoulder Impingement Syndrome: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 41(3), 218-226.
- Guerra, T. E. C., & Bertolini, G. R. F. (2012). Effects of ΔF delivery ramp variation on the accommodation of the interferential current in healthy women. *Revista Dor*, 13(1), 25-29.
- Gunay Ucurum, S., Kaya, D. O., Kayali, Y., Askin, A., & Tekindal, M. A. (2018). Comparison of different electrotherapy methods and exercise therapy in shoulder impingement syndrome: A prospective randomized controlled trial. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 52(4), 249-255.
- Gundog, M., Atamaz, F., Kanyilmaz, S., Kirazli, Y., & Celepoglu, G. (2012). Interferential Current Therapy in Patients with Knee Osteoarthritis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91(2), 107-113.
- Hupka, J., Žaloudek, K., & Kolesár, J. (1993). *Fyzikálna terapia: učebnica pre stredné zdravotnícke školy, štúdijný odbor rehabilitačný asistent a fyzioterapeut*. Osveta.
- Hurley, D. A., Minder, P. M., McDonough, S. M., Walsh, D. M., Moore, A. P., & Baxter, D. G. (2001). Interferential therapy electrode placement technique in acute low back pain: A preliminary investigation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(4), 485-493.

- Hussein, H. M., Alshammari, R. S., Al-Barak, S. S., Alshammari, N. D., Alajlan, S. N., & Althomali, O. W. (2022). A Systematic Review and Meta-analysis Investigating the Pain-Relieving Effect of Interferential Current on Musculoskeletal Pain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *101*(7), 624-633.
- Cheing, G. L. Y., So, E. M. L., & Chao, C. Y. L. (2008). Effectiveness of electroacupuncture and interferential electrotherapy in the management of frozen shoulder. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *40*(3), 166-170.
- Janda, V., & Pavlů, D. (1993). *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Jarit, G. J., Mohr, K. J., Waller, R., & Glousman, R. E. (2003). The Effects of Home Interferential Therapy on Post-Operative Pain, Edema, and Range of Motion of the Knee. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *13*(1), 16-20.
- Johnson, M. (1999) The Mystique of Interferential Currents When Used to Manage Pain. *Physiotherapy* *85*(6), 294–297.
- Johnson, M. I., & Tabasam, G. (2003a). An Investigation Into the Analgesic Effects of Interferential Currents and Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation on Experimentally Induced Ischemic Pain in Otherwise Pain-Free Volunteers. *Physical Therapy*, *83*(3), 208–223.
- Johnson, M. I., & Tabasam, G. (2003b). A single-blind investigation into the hypoalgesic effects of different swing patterns of interferential currents on cold-induced pain in healthy volunteers. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *84*(3), 350–357.
- Kadı, M. R., Hepgüler, S., Atamaz, F. C., Dede, E., Aydoğdu, S., Aktuglu, K., Ozkayın, N., & Ozturk, C. (2019). Is interferential current effective in the management of pain, range of motion, and edema following total knee arthroplasty surgery? A randomized double-blind controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, *33*(6), 1027-1034.
- Kocic, M., Lazovic, M., Dimitrijevic, I., Mancic, D., & Stankovic, A. (2010). Evaluation of low level laser and interferential current in the therapy of complex regional pain syndrome by infrared thermographic camera. *Vojnosanitetski pregled*, *67*(9), 755-760.
- Konečný, P., Vyskotová, J., Kolářová, B., Olšák, P., & Krejstová, G. (2019). *Fyzikální terapie a diagnostika*. Vydala a vytiskla Univerzita Palackého v Olomouci.
- Korkut, Z., Demir, E. T., & Celenay, S. T. (2023). Effects of interferential current stimulation in women with pelvic organ prolapse: a prospective randomized sham-controlled study. *International Urogynecology Journal*, *34*(1), 279-289.

- Lambert, H. L., Vanderstraeten, G. G., De Cuyper, H. J., Blonde, W., De Mey, G. A., De Bisschop, F. R. & Demurie, S. N. (1993). Electric current distribution during interferential therapy. *European Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 3(1), 6-10.
- Lara-Palomo, I. C., Aguilar-Ferrández, M. E., Matarán-Peñarrocha, G. A., Saavedra-Hernández, M., Granero-Molina, J., Fernández-Sola, C., & Castro-Sánchez, A. M. (2012). Short-term effects of interferential current electro-massage in adults with chronic non-specific low back pain: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 27(5), 439-449.
- Lima, K. L. de, Krampe, P. T., Battisti, W. H., Artioli, D. P., & Bertolini, G. R. F. (2021). Evaluation of interferential current adaptation in bipolar and tetrapolar forms in women with chronic non-specific low back pain: cross-over clinical trial. *Revista Pesquisa em Fisioterapia*, 11(3).
- Liu, M., Ward, T., Young, D., Matos, H., Wei, Y., Adams, J., & Yang, K. (2020). Electronic textiles based wearable electrotherapy for pain relief. *Sensors and Actuators A: Physical*, 303.
- Lluch Girbés, E., Nijs, J., Torres-Cueco, R., & López Cubas, C. (2013). Pain Treatment for Patients With Osteoarthritis and Central Sensitization. *Physical Therapy*, 93(6), 842-851.
- Maeda, K., Koga, T., & Akagi, J. (2017). Interferential current sensory stimulation, through the neck skin, improves airway defense and oral nutrition intake in patients with dysphagia: a double-blind randomized controlled trial. *Clinical Interventions in Aging*, 12, 1879-1886.
- Martin, D. J., & Palmer, S. T. (1996). The Effect of Beat Frequency on Perceived Comfort During Stimulation of Healthy Subjects with Interferential Current. *Physiotherapy*, 82(11).
- Miller M. D., & Thompson, S.R. (2019). *Miller's Review of Orthopaedics (Eighth edition)*. Philadelphia: Elsevier.
- Nazligul, T., Akpınar, P., Aktas, I., Unlu Ozkan, F., & Cagliyan Hartevioglu, H. (2018). The effect of interferential current therapy on patients with subacromial impingement syndrome: a randomized, double-blind, sham-controlled study. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 54(3).
- Noble, J. G., Henderson, G., Cramp, A. F. L., Walsh, D. M., & Lowe, A. S. (2000). The effect of interferential therapy upon cutaneous blood flow in humans. *Clinical Physiology*, 20(1), 2-7.
- Novotná, G. (2016). Frekvenční závislost dráždivosti obalové křivky středofrekvenčních proudů. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Opavský, J. (2011). *Bolest v ambulanci praxi: od diagnózy k léčbě častých bolestivých stavů*. Praha: Maxdorf.
- Ozcan, J., Ward, A., & Robertson, V. (2004). A Comparison of True and Premodulated Interferential Currents. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(3), 409-415.

- Palmer, S. T., Martin, D. J., Steedman, W. M. & Ravey, J. (1999). Alteration of interferential current and transcutaneous electrical nerve stimulation frequency: Effects on nerve excitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online], *80*(9), 1065-1071.
- Partridge, C. J., & Kitchen, S. S. (1999). Adverse Effects of Electrotherapy Used by Physiotherapists. *Physiotherapy*, *85*(6), 298-303.
- Paterson, D. C., Lewis, G. N., & Cass, C. A. (1980). Treatment of delayed union and nonunion with an implanted direct current stimulator. *Clinical orthopaedics and related research*, (148), 117–128.
- Pelfort, X., Torres-Claramunt, R., Sánchez-Soler, J. F., Hinarejos, P., Leal-Blanquet, J., Valverde, D., & Monllau, J. C. (2015). Pressure algometry is a useful tool to quantify pain in the medial part of the knee: An intra- and inter-reliability study in healthy subjects. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, *101*(5), 559-563.
- Pivetta, K. M., & Bertolini, G. R. F. (2012). ΔF effects on the interferential current accommodation in healthy subjects. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, *18*(5), 330-332.
- Poděbradský, J., & Poděbradská, R. (2009). *Fyzikální terapie. Manuál a algoritmy*. Praha: Grada Publishing, a.s.
- Poděbradský, J., & Vařeka, I. (1998). *Fyzikální terapie I*. Praha: Grada
- Rajfur, J., Pasternok, M., Rajfur, K., Walewicz, K., Frasz, B., Bolach, B., Dymarek, R., Rosinczuk, J., Halski, T., & Taradaj, J. (2017). Efficacy of Selected Electrical Therapies on Chronic Low Back Pain: A Comparative Clinical Pilot Study. *Medical Science Monitor*, *23*, 85-100.
- Rampazo, É. P., & Liebano, R. E. (2022). Analgesic Effects of Interferential Current Therapy: A Narrative Review. *Medicina*, *58*(1).
- Robertson, V. J., Ward, A. R., Low, J., & Reed, A. (2006). *Electrotherapy explained: principles and practice* (Fourth edition). Butterworth-Heinemann, Elsevier.
- Samuel, S. R., & Maiya, G. (2015). Application of low frequency and medium frequency currents in the management of acute and chronic pain: a narrative review. *Indian Journal of Palliative Care*, *21*(1), 116–120.
- Satter, E. K. (2008). Third-Degree Burns Incurred as a Result of Interferential Current Therapy. *The American Journal of Dermatopathology*, *30*(3), 281-283.
- Serafim, A., Rabel, J., Neves, M., Silva, T., & Bertolini, G. (2019). Evaluation of acute low back pain in women after treatment with interferential current. *Journal of Pre-Clinical and Clinical Research*, *13*(2), 57-60.
- Suh, H. R., Han, H. C., & Cho, H. -young. (2014). Immediate therapeutic effect of interferential current therapy on spasticity, balance, and gait function in chronic stroke patients: a randomized control trial. *Clinical Rehabilitation*, *28*(9), 885-891.

- Suriya-amarit, D., Gaogasigam, C., Siriphorn, A., & Boonyong, S. (2014). Effect of Interferential Current Stimulation in Management of Hemiplegic Shoulder Pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(8), 1441-1446.
- Treffene R. J. (1983). Interferential fields in a fluid medium. *Australian Journal of Physiotherapy*, 29(6), 209–216.
- Vařeka, I. (1995). *Základy fyzikální terapie*. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého.
- Venancio, R. C., Pelegrini, S., Gomes, D. Q., Nakano, E. Y., & Liebano, R. E. (2013). Effects of carrier frequency of interferential current on pressure pain threshold and sensory comfort in humans. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(1), 95–102.
- Vyskotová, J. (2010). *Manuál elektroléčby*. Ostravská univerzita.
- Ward A. R. (n.d.). Biophysical bases of electrotherapy [CD-ROM]. In V. Robertson, A. Ward, J. Low & A. Reed (Eds.). *Electrotherapy explained – Principles and practice (4th ed.)*. London: Elsevier. ISBN 978-0-7506-8843-7.
- Ward, A. R. (2009). Electrical Stimulation Using Kilohertz-Frequency Alternating Current. *Physical Therapy*, 89(2), 181–190.
- Ward, A. R., Lucas-Toumbourou, S., & McCarthy, B. (2009). A comparison of the analgesic efficacy of medium-frequency alternating current and TENS. *Physiotherapy*, 95(4), 280-288.
- Watson, T. (2008). *Electrotherapy: evidence-based practice (12th ed.)*. New York: Churchill Livingstone.
- Waxman, S. G. (2009). *Clinical Neuroanatomy (26th ed.)*. McGraw-Hill Medical.
- Zeng, C., li, H., Yang, T., Deng, Z. -h., Yang, Y., Zhang, Y., & Lei, G. -h. (2015). Electrical stimulation for pain relief in knee osteoarthritis: systematic review and network meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 23(2), 189-202.

10 PRÍLOHY

10.1 Vzor informovaného súhlasu

Informovaný súhlas

Název studie (projektu): Stredofrekvenčné prúdy – história a evidence based medicine

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis studenta vykonávajícího výskum

Datum:

Datum:

10.2 Potvrdenie o preklade

PŘEKLADATELSKÁ DOLOŽKA

Já, Ing. Tereza Adams, IČO: 73751367, soudní překladatelka jazyka českého a jazyka anglického zapsaná v seznamu tlumočnicků a překladatelů vedeném Ministerstvem spravedlnosti České republiky, tímto stvrzuji, že jsem osobně provedla překlad připojené listiny, a že tento překlad souhlasí s textem předmětné listiny. Při provádění překladu nebyl přibrán konzultant.

Tento překladatelský úkon byl proveden v elektronické podobě v souladu s ust. § 27 zákona č. 354/2019 Sb., o soudních tlumočnících a soudních překladatelích v platném znění, a ust. § 27 odst. 2 vyhl. č. 506/2020 Sb., o výkonu tlumočnické a překladatelské činnosti v platném znění.

Tento úkon je zapsán v evidenci úkonů pod číslem položky: 045902/2023.

V Praze dne 1. 5. 2023

TRANSLATOR'S CLAUSE

I, Tereza Adams, ID Number (IČO): 73751367, a court translator of the Czech and English languages registered in the list of court interpreters and court translators maintained by the Ministry of Justice of the Czech Republic, hereby certify that I have personally translated the attached document and that this translation corresponds to the text of the attached document. No consultant was engaged during the translation.

This translation was issued electronically in accordance with the provisions of Section 27 of Act No. 354/2019 Sb., on court interpreters and court translators, as amended, and the provisions of Section 27 (2) of Decree No. 506/2020 Sb., on the performance of interpreting and translation services, as amended.

This translation is recorded in the register of translations under no. 045902/2023.

Prague, 1 May 2023

Ing. Tereza Adams, BA
 Digital signature:
00412023 10-47000
London, Praha

Ing. Tereza Adams