

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2022

PAVEL DRLÍK

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

Pavel Drlík

Studijní obor: Fyzioterapie 5342R004

**Objektivizace účinků metod kinezioterapie prostřednictvím
povrchové elektromyografie**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

PLZEŇ 2022

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 31.3.2022

.....

vlastnoruční podpis

Abstrakt

Příjmení a jméno: Drlík Pavel

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Objektivizace účinků metod kinezioterapie prostřednictvím povrchové elektromyografie

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

Počet stran – číslované: 40

Počet stran – nečíslované: 18

Počet příloh: 0

Počet titulů použité literatury: 50

Klíčová slova: povrchová elektromyografie, kinezioterapie, fyzioterapie

Tato bakalářská práce se zabývá možnostmi využití povrchové elektromyografie jako objektivizační metody v kinezioterapii. Teoretická část shrnuje podstatné informace o nervosvalovém systému, které jsou důležité pro pochopení podstaty povrchové elektromyografie. Popsány jsou především procesy spojené se vznikem a šířením akčního potenciálu, což je bioelektrický signál, který povrchová elektromyografie dokáže zachytit. Dále je charakterizována povrchová elektromyografie, vliv faktorů, které ovlivňují výstup měření, zpracování a analýzu elektromyografického záznamu. Praktická část zkoumala, jak povrchovou elektromyografii využili autoři ve vyhledaných pracích k vyhodnocení svých terapií. Získané výsledky jsou vyhodnoceny v diskusi a závěru.

Abstract

Surname and name: Drlík Pavel

Department: Department of Rehabilitation Sciences

Title of thesis: Objective evaluation of effects of kinesiotherapy through surface electromyography

Consultant: Mgr. Lukáš Ryba

Number of pages – numbered: 40

Number of pages – unnumbered: 18

Number of appendices: 0

Number of literature items used: 50

Keywords: surface electromyography, kinesiotherapy, physiotherapy

Summary:

This bachelor thesis deals with a possibility of use of surface electromyography as an evaluation method in kinesiotherapy. Theoretical part summarises important information about the neuromuscular system related to surface electromyography issues. Generation and propagation of an action potential is described in a detail as it is a bioelectrical signal that surface electromyography is able to detect and record. Issues related to recording and processing of the EMG signal are also addressed. The practical part researches the way of use of the surface electromyography as an evaluation method in kinesiotherapy by other authors. The results are further discussed.

Předmluva

Ve fyzioterapii existuje mnoho metod, kterými můžeme hodnotit účinky terapií, ale dle mého názoru mnoho z nich podléhá větší či menší míře subjektivnosti. Povrchová elektromyografie pro mě představovala možnost zjistit výhody či nevýhody této přístrojové metody.

Poděkování

Děkuji Mgr. Lukáši Rybovi za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů.

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	10
SEZNAM TABULEK.....	11
SEZNAM ZKRATEK.....	12
ÚVOD	13
TEORETICKÁ ČÁST	14
1 NERVOSVALOVÝ SYSTÉM.....	15
1.1 Nervová buňka.....	15
1.2 Klidový membránový potenciál	16
1.3 Akční potenciál.....	16
1.1.1 Vznik akčního potenciálu.....	17
1.1.2 Propagace akčního potenciálu	18
1.2 Stavba kosterního svalu	19
1.3 Cévní zásobení svalu.....	20
1.4 Kontrakce příčně pruhovaného svalového vlákna	20
1.5 Relaxace příčně pruhovaného svalu	21
1.6 Motorická ploténka	21
1.4 Motorická jednotka	22
1.5 Mechanismy řízení pohybu	24
2 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE	25
2.1 Povrchová elektromyografie	25
2.2 Zdroj signálu.....	25
2.3 Faktory ovlivňující kvalitu EMG signálu	26
2.4 Záznam a zpracování EMG signálu	28
2.5 Analýza EMG záznamu	30
2.5.1 Hodnocení parametrů z EMG záznamu	30
2.6 Normalizace EMG signálu	31
3 PŘÍSTROJOVÉ TECHNOLOGIE V REHABILITACI.....	33
3.1 Kinetické metody.....	33
3.2 Kinematické metody	33
PRAKTICKÁ ČÁST.....	34
4 CÍL A ÚKOLY PRÁCE.....	35
5 HYPOTÉZY	36
6 METODIKA PRÁCE.....	37
7 ZPRACOVÁNÍ DAT	38

8 VÝSLEDKY	40
9 DISKUSE	42
ZÁVĚR	51
BIBLIOGRAFIE.....	53

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Motorická jednotka	23
Obrázek 2 vliv umístění elektrod na EMG signál	26
Obrázek 3 vliv interelektrodové vzdálenosti a zesílení signálu na EMG záznam.....	28
Obrázek 4 Metodika práce	37
Obrázek 5 Metodika práce: výsledky vyhledávání.....	39

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Tabulka pro zapsání vyhledaných výsledků	37
Tabulka 2 parametry frekvenční složky EMG signálu	40
Tabulka 3 parametry amplitudové složky EMG signálu.....	40
Tabulka 4 časové parametry EMG signálu	41

SEZNAM ZKRATEK

ACh – acetylcholin

AP – akční potenciál

ATP – adenzintrifosfát

CNS – centrální nervový systém

DHPR – dihydropyridové receptory

DNS – dynamická neuromuskulární stabilizace

ECT – extracelulární tekutina

EMG – elektromyografie

ICT – intracelulární tekutina

ISEK – international society of electromyography and kinesiology

m. - musculus

MJ – motorická jednotka

MT – měkké techniky

MVC – maximální volní kontrakce

MUAP – akční potenciál motorické jednotky

PIR – postizometrická relaxace

PNF – proprioceptivní neuromuskulární facilitace

sEMG – povrchová elektromyografie

SENIAM – surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles

SNR – signal-to-noise ratio

ÚVOD

Povrchová elektromyografie je přístrojová technologie, prostřednictvím které lze zachytit svalové bioelektrické signály. Poskytuje možnost hodnotit svalovou aktivitu i více svalů najednou a tím i jejich vzájemné vztahy (Kolářová et al., 2019).

Orgány, které generují bioelektrické signály mohou jejich prostřednictvím poskytnout možnost odhalit a kvantifikovat jevy s nimi spojené. Získané informace mohou přinést užitek lékařům, fyzioterapeutům, ergoterapeutům např. při funkční diagnostice, hodnocení průběhu léčby pacienta nebo kvantifikaci účinnosti léčby. V případě povrchové elektromyografie tomu tak zatím není (Merletti et al., 2021).

V současné době se povrchová elektromyografie v rehabilitační medicíně příliš nevyužívá, a to navzdory svému potenciálu jako neinvazivní metody k měření svalové aktivity. Se základními znalostmi zpracování EMG záznamu se sEMG může stát objektivní kvantitativní metodou pro hodnocení svalové aktivity, pohybových vzorů, svalové únavy a může ovlivnit další kroky v klinickém procesu (McManus, et al. 2020).

Širší užití sEMG v klinické praxi v současnosti limitují bariéry technické, administrativní (potíže s aplikací sEMG, zpracováním signálu, postupy k získání informací, které nevedou přímo ke klinicky relevantním informacím, cena přístrojů, časově náročné měření, ...), kulturní, edukační (nedostatek technických znalostí terapeutů k vyhodnocení sEMG výstupů, přesvědčení, že časově náročné zpracování výsledků je neproduktivní, nevhodné srovnávání s diagnostickými přednostmi jehlové elektromyografie, ...) (Merletti et al., 2021).

Neustálý vývoj povrchové elektromyografie dokládá počet článků zabývajících se povrchovou elektromyografií v mezinárodních časopisech, který se v posledních třech dekadách zvýšil z počtu 70 za rok na více než 700 za rok (Merletti et al., 2021).

TEORETICKÁ ČÁST

1 NERVOVALOVÝ SYSTÉM

1.1 Nervová buňka

Nervová buňka (neuron) se skládá z těla (perikaryon, soma) a výběžků. Výběžky, které přijímají podněty a vedou je směrem do těla neuronu, se nazývají dendrity. Výběžky přijímající podněty z těla neuronu a vedoucí je dále směrem od těla nervové buňky, se nazývají axony. (Siegel, Sapru, 2015)

Tělo neuronu obsahuje buněčné jádro a další organely (mitochondrie, golgiho aparát, lysosomy, ...). Tato část nervové buňky je důležitá pro metabolické a trofické děje, syntézu bílkovin, fosfolipidů a dalších makromolekul. Dále jsou zde přijímány informace prostřednictvím dendritů, které zvětšují plochu těla. Dendrity jsou zpravidla kratší a bohatě větvené výběžky vyrůstající z těla neuronu. Na dendritech jsou většinou přítomny ještě trny, které bývají místem synaptického přenosu, a výrazně zvětšují plochu pro příjem signálů (Siegel, Sapru, 2015).

Axon (někteří autoři označují axon termínem neurit, jiní autoři užívají termín neurit obecně pro výběžky nervové buňky) je dlouhý výběžek, který bývá na nervových buňkách jeden. Obvykle vyrůstá z neuronového těla v místě zvaném axonový hrbol (Siegel, Sapru, 2015). Část axonu mezi axonovým hrbolkem a myelinem je označována jako iniciální segment. V tomto úseku může dojít ke vzniku akčního potenciálu (AP) (Čihák 2004; Švestková et al. 2017). Axony se mohou dále větvit a vysílat tzv. kolaterály. Zakončení axonů bývá zvětšené a označuje se jako terminální buton (Čihák, 2004; Siegel, Sapru, 2015; Švestková et al., 2017).

Axony mohou být myelinizované, což znamená, že jsou obaleny myelinovou pochvou nebo nemyelinizované (Švestková et al., 2017). V periferním nervovém systému (PNS) je myelinová vrstva utvářena Schwannovými buňkami, v centrálním nervovém systému (CNS) oligodendrocyty. Hlavní funkcí Schwannových buněk a oligodendrocytů je izolace axonu, což umožňuje rychlé vedení elektrických signálů. Schwannovy buňky jsou v pravidelných intervalech přerušeny a tyto nemyelinizované mezery se nazývají Ranvierovy zářezy. Ranvierovy zářezy umožňují tzv. saltatorní šíření AP po axonu, kdy AP přeskakuje po Ranvierových zářezích na axonu a rychlost šíření AP po axonu je výrazně zvýšena (Kandel et al., 2021).

1.2 Klidový membránový potenciál

Klidový membránový potenciál je elektrický potenciál, který má příčinu v nerovnoměrném rozložení nabitých částic uvnitř buňky a mimo ni (Silbernagl, Despopoulos, 2016). Všechny živé buňky mají na své membráně elektrické napětí, které je záporné uvnitř buňky (Sabah, 2021; Silbernagl, Despopoulos, 2016). V případě excitabilních buněk dosahuje klidový membránový potenciál hodnot -70 až -90 mV (Kittnar et al. 2011; Sabah, 2021).

Membránový potenciál je určen koncentrací iontů v extracelulární (ECT) a intracelulární (ICT), rozdílnou permeabilitou buněčné membrány a činností sodíko-draslíkové pumpy ($\text{Na}^+ \text{K}^+$ ATPáza) (Kittnar et al., 2011). Při udržování membránového potenciálu se uplatňuje zejména koncentrace iontů Na^+ , K^+ , Cl^- a aniontů bílkovin. Koncentrace iontů Na^+ a Cl^- je vyšší v ECT oproti ICT a množství K^+ iontů je vyšší v ICT než ECT (Silbernagl, Despopoulos, 2016; Kittnar et al., 2011; Sabah, 2021). Nepřímo se na membránovém potenciálu podílejí Ca^{2+} ionty, které ovlivňují permeabilitu membrány prostřednictvím iontových kanálů (Kittnar et al., 2011).

Buněčná membrána je nejvíce propustná pro K^+ ionty, méně pro Cl^- ionty a téměř nepropustná pro Na^+ ionty (Silbernagl, Despopoulos, 2016; Kittnar et al., 2011). Průchod iontů membránou je dán elektrochemickým gradientem (Rosina et al., 2006). K^+ ionty se dostávají ven z buňky koncentračním gradientem a opačným směrem elektrickým gradientem. Cl^- proudí ven z buňky elektrickým gradientem a do buňky chemickým gradientem. V případě sodných iontů působí elektrický i chemický gradient stejným směrem, tedy Na^+ ionty jsou hnány směrem do buňky. To by vedlo postupem času ke zvyšující se koncentraci Na^+ iontů v ICT. Tomu zabraňuje činnost $\text{Na}^+ \text{K}^+$ ATPázy, která pomáhá udržovat klidový membránový potenciál (Sabah, 2021).

$\text{Na}^+ \text{K}^+$ -ATPáza umožňuje aktivní transport Na^+ a K^+ iontů přes buněčnou membránu (dochází k výměně 3 Na^+ iontů směrem ven z buňky a 2 K^+ iontů směrem dovnitř). Pumpa pracuje proti elektrochemickým gradientům zmíněných iontů, proto je potřeba energie, která je zajišťována hydrolýzou ATP (Sabah, 2021).

1.3 Akční potenciál

„Na buňkách, které jsou dráždivé, jako neurony a svalová vlákna, můžeme snížením napětí na membráně dosáhnout prahové hodnoty podráždění. Při ní se otevřou

v membráně kanály nejprve pro ionty sodné, pak draselné. Důsledkem je změna potenciálu membrány, trvající něco málo přes jednu milisekundu. Nazývá se vzruch čili akční potenciál.“ (Švestková et al., 2017, s. 45)

Matthews (2003) uvádí charakteristické vlastnosti akčního potenciálu:

- AP jsou vyvolány depolarizací. Depolarizace (snížení membránového potenciálu), která je obvykle způsobena externím podnětem nebo přenosem vzruchu jiného neuronu, vede k vytvoření AP.
- Pro vyvolání AP musí být dosaženo depolarizačního prahu. Vychýlení klidového membránového potenciálu musí být dostatečně velké, aby došlo k vytvoření AP. V případě neuronu musí být membránový potenciál snížen o 10-20 mV.
- Pro AP platí princip „vše nebo nic“, což znamená, že pokud je podnět dostatečně silný a dojde k překročení prahového potenciálu, vznikne AP. Podnět, který není dostatečně silný a nevede k překročení prahového potenciálu, AP nevyvolá. Amplituda AP nezávisí na intenzitě podnětu.
- AP se šíří nervovou buňkou bez poklesu.
- V maximální hodnotě AP dosahuje membránový potenciál pozitivních hodnot. Při AP se na krátký čas dostává membránový potenciál uvnitř buňky do kladných hodnot. Tento časový úsek označujeme termínem overshoot. V repolarizační fázi AP dochází přechodně k vychýlení k negativnějším hodnotám oproti klidovému membránovému potenciálu, tzv. undershoot.
- Po vybavení AP neuronem nelze po krátký časový úsek (absolutní refrakterní fáze) vytvořit další AP. Refrakterní fáze tak limituje maximální počet AP, které je neuron schopen vybavit. Maximální hodnota, které jsou neurony schopny dosáhnout činí okolo 1000 AP za sekundu.

1.1.1 Vznik akčního potenciálu

Pro vznik AP je nezbytný rozdíl potenciálu a koncentrace iontů v ICT a ECT a rozdílná propustnost buněčné membrány pro ionty (Seidl, 2015).

AP vzniká při podnětu, který dosáhne nebo překoná hodnotu prahového potenciálu. Dochází k depolarizaci buněčné membrány a vybavení AP (Rosinová et al., 2006). Neurony jako excitabilní buňky mají schopnost využít tok elektrického proudu přes svou buněčnou membránu pro vybavení AP (Meriney, Fanselow, 2019).

Při depolarizaci se mění propustnost pro Na^+ ionty, která se stává až 12x větší než propustnost pro K^+ ionty. Následkem změny permeability se membránový potenciál přibližuje hodnotě Nerstova rovnovážného potenciálu pro Na^+ (+67 mV) a dochází k obrácení polarit (vnitřní strana membrány se stává kladnou, vnější strana zápornou). Změnu membránového potenciálu umožňují napětově řízené iontové kanály. V procesu depolarizace se uplatňují napětově řízené Na^+ a K^+ kanály, což je činí důležitými pro vznik a šíření AP. Při klesající polaritě membrány se začínají některé napětově řízené Na^+ kanály otevírat a pokud se stane permeabilita membrány pro sodné ionty vyšší než pro draselné (depolarizační práh), otevřou se všechny napětově řízené Na^+ kanály a permeabilita pro Na^+ ionty se stává až 5000x větší než při klidovém membránovém potenciálu (Ferrante, 2018).

Převod AP z nervového vlákna na svalové se uskutečňuje na nervosvalové ploténce (Silbernagl, Despopoulos, 2016). Vlivem AP šířícím se po nervovém vláknu se uvolní na jeho terminálním zakončení vezikuly s neurotransmiterem acetylcholinem (ACh). ACh se naváže na N-cholinergní receptory umístěné na sarkolemě. Následně dojde k toku kladného náboje, nejvíce Na^+ , které proudí dovnitř svalové buňky a tvoří se membránové potenciály. Časovou a prostorovou sumací těchto potenciálů vzniká ploténkový potenciál, otevírají se napětově řízené Na^+ kanály a vzniká AP (Ferrante, 2018).

1.1.2 Propagace akčního potenciálu

V případě nervového vlákna se otevřením napětově řízených Na^+ kanálů šíří kladný náboj z místa vstupu a neutralizuje část záporného náboje na vnitřní straně membrány. Tím se uvolní kladný náboj na vnější straně membrány (kapacitní proud). Tímto procesem dochází k depolarizaci úseků sousedících s původním místem depolarizace membrány a šíření AP nervovým vláknem. K šíření AP tímto způsobem dochází u nemyelinizovaných vláken (Ferrante, 2018; Kittnar et al., 2011; Silbernagl, Despopoulos, 2016).

Vedení AP myelinizovanými vlákny probíhá skokově (saltatorně). Děje se tak v Ranvierových zářezech, v jejichž místech je velké množství napětově řízených Na^+ kanálů a jen zde dochází k depolarizaci membrány. Saltatorní vedení výrazně urychluje rychlost šíření AP po nervovém vláknu (Ferrante 2018; Kittnar et al., 2011; Silbernagl, Despopoulos, 2016).

Svalovým vláknem se AP šíří z místa jeho vzniku (motorická jednotka) na oba jeho konce (Ferrante 2018; Merletti, Farina, 2016). Propagace AP je podobná jako u

nemyelinozovaného nervového vlákna většího průměru (Kittnar et al., 2011; Merletti, Farina, 2016). Navíc AP proniká hlouběji do nitra svalové buňky v místě transverzálních tubulů, které utváří tzv. triády s dvěma přilehlými sarkoplazmatickými retikuly. Toto uspořádání je důležité v procesu kontrakce (viz. dále) (Silbernagl, Despopoulos 2016).

1.2 Stavba kosterního svalu

Kosterní svaly jsou svaly příčně pruhované a uplatňují se především jako funkční prvky pohybového ústrojí svými mechanickými vlastnostmi, tj. pružností, pevností a schopností kontrakce (nervovým systémem řízená schopnost svalu generovat sílu a zkracovat se) i relaxace (O.Švestková et al., 2017, s. 56).

Vazivový obal svalového vlákna tvoří endomyzium, svalové snopečky jsou obaleny perimyziem a povrch svalu je obalen epimyziem. Vazivo má podobně jako sval elastické vlastnosti, které ale nedokáže měnit tak rychle jako sval. Vazivo má vliv na pevnost svalu a rozsah pohybu. Zkrácení vazivové složky svalu může zapříčinit snížení svalové síly a tlakem na cévy zhoršení cirkulace (Véle, 2006).

Svalová buňka je mnohohladinný útvar, který je obalen buněčnou membránou (sarkolemou). V její cytoplazmě (sarkoplazmě) jsou uloženy myofibrily, mitochondrie (sarkosomy), sarkoplazmatické retikulum a buněčná jádra (Švestková et al., 2017; Silbernagl, Despopoulos 2016).

Sarkoplazmatické retikulum je systém cisteren, které probíhají paralelně svalovými fibrilami. Slouží jako rezervoár Ca^{2+} iontů. Výběžky sarkolemy (T-tubuly) probíhají kolmo na myofibrily a jejich umístění mezi dvěma konci sousedících sarkoplazmatických retikulů utváří tzv. triády (Silbernagl, Despopoulos 2016).

Myofibrily jsou rozděleny Z-disky na části zvané sarkomery. Příčně pruhovaný vzhled je způsoben myozinovými a aktinovými filamenty. Myozinové filamentum obsahuje dvě globulární hlavy na ohebném krčku. Každá hlava má motorickou doménu s nukleotidovou kapsou a vazební místo pro aktin. Aktivní vlastnosti svalových vláken, síla, rychlost kontrakce a relaxace jsou výsledkem interakce mezi aktinem a myozinem (Švestková et al., 2017).

1.3 Cévní zásobení svalu

Do svalu se cévy dostávají společně s nervy v místě zvaném svalový hilus. Obecně lze říci, že hilus je ve většině případů lokalizován blíže začátku svalu. Ve svalech cévy anastomozují, obtáčí svazky svalových vláken a dochází tak ke zvětšení plochy vzájemného kontaktu. Na 1 mm² připadá až 2000 kapilár. Na mikrocirkulaci se podílí cévní sfinktery, které se nachází při odstupu jednotlivých cévních větví ve svalů. Krevní perfuze svalem závisí nejen na krevním řečišti, ale je určován i napětím okolní svalové tkáně. Dále trávající kontrakce svalových vláken působí tlak na cévy. Jako následek dochází ke zpomalení až zástavě perfuze krve, což vede k náchylnosti svalu k únavě (Dylevský, 2007).

1.4 Kontrakce příčně pruhovaného svalového vlákna

ACh uvolněný z nervosvalové ploténky má za následek vznik ploténkového proudu. Prostřednictvím jeho šíření v sarkolemě jsou aktivovány napěťově řízené Na⁺ kanály. Takto vyvolané AP se šíří po celém svalovém vlákně a v místech T-tubulů pronikají do hloubky vlákna (Silbernagl, Despopoulos, 2016).

Přeměna AP na svalovou kontrakci se označuje jako elektromechanické spřažení. Vzniká tak, že AP podráždí napěťově řízené dihydropyridinové receptory (DHPR) sarkomery. Naproti DHPR jsou umístěny Ca²⁺ kanály v membráně sarkoplazmatického retikula. K otevření Ca²⁺ kanálů dojde po změně konformace DHPR, dochází tak k proudění Ca²⁺ do cytosolu a zvýšení jeho koncentrace. Podráždění DHPR na jednom místě postačuje k otevření celé skupiny Ca²⁺ kanálů. Ca²⁺ ionty se váží na molekuly troponinu a následně vzniká silná afinní vazba mezi aktinem a myozinem (Silbernagl, Despopoulos, 2016).

Pro posuv filament (svalovou kontrakci) je nutný adenzintrifosfát (ATP) jako zdroj energie. Uspořádání vláken aktinu a myozinu umožňuje jejich vzájemný pohyb vůči sobě. Myozinové hlavy se váží na aktinové vlákno a táhnou jej s sebou. Po uvolnění se myozinová hlava dostává zpět do výchozí pozice a je připravena na opětovnou vazbu s aktinovým filamentem. Myozinové hlavy se navazují asynchronně, takže část z nich je připravena k navázání. Během pohybu filament vůči sobě dochází k jejich postupnému překrývání a přibližování Z-linií k sobě. K maximálnímu zkrácení dojde, když se konce vláken myozinu dostanou do kontaktu s Z-liniemi (Silbernagl, Despopoulos, 2016).

1.5 Relaxace příčně pruhovaného svalu

Uvolňování ACh z nervového zakončení motoneuronu přestane, pokud se přestane šířit AP po motorické ploténce. Acetylcholinesteráza rozkládá ACh tak, že nemůže dále stimulovat sval. Rozložené fragmenty ACh jsou znovu absorbovány terminálním zakončením axonu a opět použity k tvorbě ACh. Celý děj probíhá i při stimulaci svalu s rozdílem, že pokud se nedostává AP do motorické ploténky, uvolňování ACh ustává (Saladin, 2021).

Podobně je tomu u sarkoplazmatického retikula, které současně uvolňuje a znovu absorbuje ionty Ca^{2+} . Pokud dojde k zastavené AP, uvolňování Ca^{2+} iontů ustává a probíhá jejich vstřebávání do sarkoplazmatického retikula. Ca^{2+} ionty se odlučují z vazebných míst na troponinu, tropomyozin se dostává do původní pozice a znemožňuje navázání myozinu s aktinem a jejich vzájemnou interakci (Saladin, 2021).

Relaxací se sval sám neprodlouží, k tomu je potřeba, aby sval byl tažen do prodloužení silou, např. antagonisty nebo gravitační silou (Saladin, 2021).

1.6 Motorická ploténka

Motorická ploténka je chemická synapse, kde dochází k přenosu vzruchu z alfa-motoneuronu na svalové vlákno prostřednictvím neurotransmiteru ACh (Silbernagl, despopoulos, 2016). Je místem kontaktu neuronu s efektoem (svalovým vláknem). Ve svalu se axon alfa-motoneuronu dělí na konečné větve. Každá terminální větev axonu, která inervuje pouze jedno svalové vlákno, se dále dělí až na padesát nervových zakončení (butony). Prostřednictvím butonů dochází k synaptickému kontaktu se svalovou buňkou. Butony tvoří presynaptickou část, která je oddělena od postsynaptické části synaptickou štěrbinou (Švestková et al., 2017).

Presynaptická část motorické ploténky

Presynaptické zakončení motorického vlákna obsahuje vezikuly s neurotransmiterem ACh, který je syntetizován z acetylkoenzymu A a cholinu. Po vyvolání AP a jeho dosažení presynaptického zakončení se aktivují napěťově řízené Ca^{2+} kanály. Ca^{2+} následně zajistí fúzi vezikul s presynaptickou membránou, kde dojde k uvolnění ACh. Ten se dostává difuzí na postsynaptické N-cholinergní receptory. K vybavení postsynaptického AP je potřeba asi 100 vezikul s ACh. Postsynaptický AP se

následně šíří po povrchové membráně svalového vlákna, ale i dovnitř svalového vlákna, kde prostřednictvím Ca^{2+} iontů umožní reakci aktinu a myozinu (Švestková et al., 2017).

Synaptická štěrbina motorické ploténky

Synaptická štěrbina odděluje nervové zakončení od postsynaptické membrány svalové buňky. Na bazální membráně, která vstupuje do záhybů postsynaptické membrány, je koncentrován enzym acetylcholinesteráza, která hydrolyzuje ACh na acetát a cholin. Cholin je pak transportován zpět do presynaptického zakončení a využit k další syntéze ACh (Švestková et al., 2017).

Postsynaptická část motorické ploténky

Ke zvětšení plochy postsynaptické membrány svalového vlákna dochází jejím zprohýbáním. Na vrcholech záhybů se nacházejí N-cholinergní receptory, v prohlubních jsou umístěny sodíkové kanály. N.cholinergní receptor je složen z pěti podjednotek, 2 alfa, 1 beta, gama a delta. Pokud dojde k navázání dvou molekul ACh na obě podjednotky alfa, kanál se otevře. Otevření kanálu je tak závislé na koncentraci ACh v synaptické štěrbině. Po navázání dvou molekul acetylcholinu na podjednotky alfa a otevření kanálu dochází k proudění iontů Na^+ a Ca^{2+} do buňky a K^+ z buňky, což má za následek otevření napěťově řízených Na^+ kanálů. Pokud se vyprázdní dostatek vezikul obsahujících ACh (asi 100), dochází k depolarizaci postsynaptické membrány a ke vzniku AP, což vyvolá svalovou kontrakci (Švestková et al., 2017; Silbernagl, Despopoulos 2016).

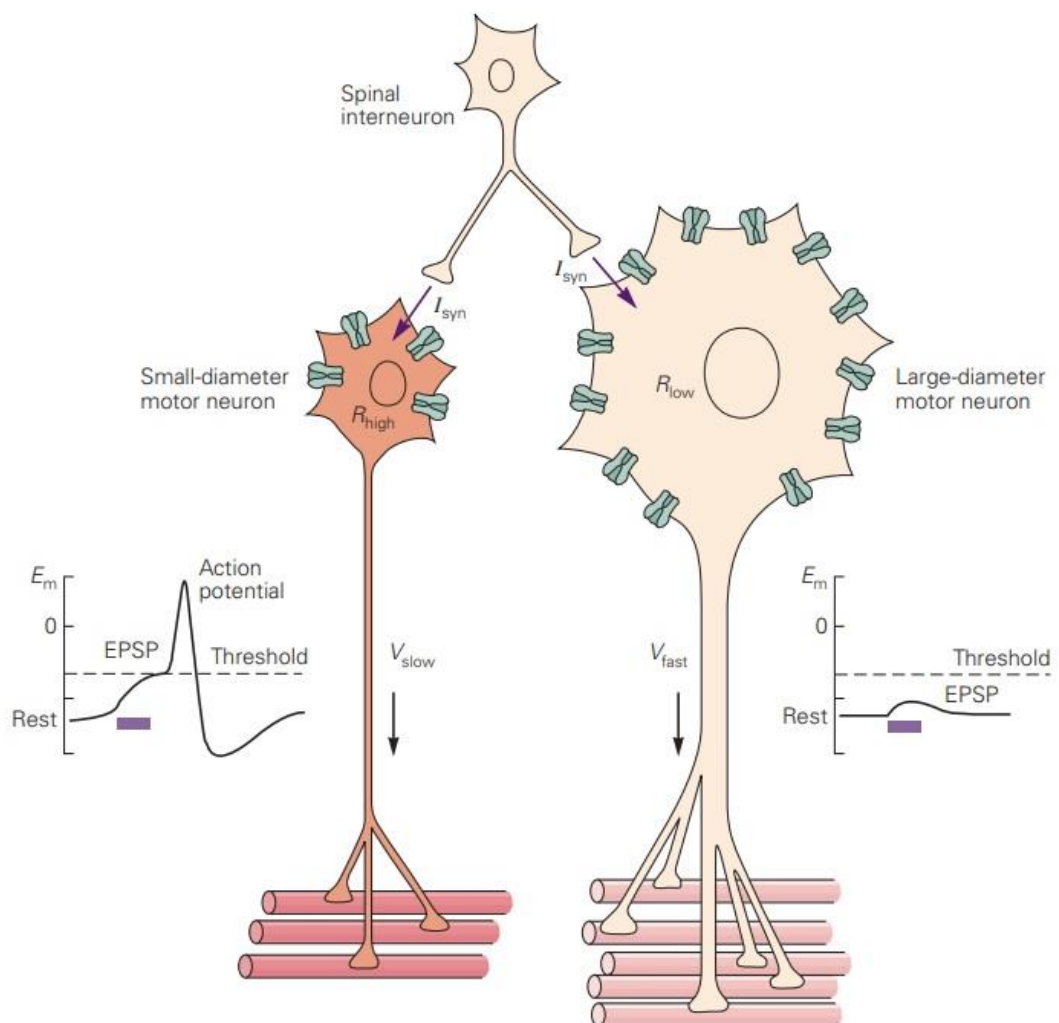
1.4 Motorická jednotka

Motoneuron a svalová vlákna, která inervuje, spolu utváří celek zvaný motorická jednotka (MJ). Počet svalových vláken v rámci MJ dosahuje počtu od několika až po tisíce. Počet inervovaných svalových vláken MJ má vliv na jemnost pohybu. Větší MJ generují větší svalovou sílu, menší MJ naproti tomu umožňují vykonávat jemnější pohyby, např. okohybné svaly. Velikost MJ se liší i v rámci jednoho svalu, který může být tvořen jak malými MJ, tak i velkými (Kandel et al., 2021).

Vygenerovaná svalová síla závisí na počtu aktivních MJ a na jejich vlastnostech jako rychlost kontrakce, maximální síla a unavitelnost. Nábor MJ koreluje s velikostí MJ, velikostí těla neuronu, průměru a kondukční rychlosti jejich axonů a velikostí síly generovanou svalovými vlákny. Pořadí náboru MJ je určeno vnitřními rozdíly motoneuronů na relativně stejné synaptické vstupy. Velikost neuronového těla a dendritů

ovlivňuje vstupní elektrický odpor, který je větší u menších motoneuronů. Podle Ohmova zákona tyto menší neurony dosahují větší změny membránového potenciálu na synaptický elektrický proud. Depolarizační práh pro vybavení AP je tak dosažen nejdříve u nejmenších motoneuronů a postupně jsou depolarizovány vzestupně podle velikosti ty větší. Tento proces je znám jako Hennemanovo pravidlo. Z hlediska řídicích mechanismů motoriky to znamená, že pořadí náboru MJ je určeno jejich anatomickými vlastnostmi spíše než supraspinálními oblastmi nervového systému. Dále průměr axonu menších motoneuronů dosahuje nižších hodnot v porovnání s většími motoneurony a inervuje menší počet svalových vláken, tedy prostřednictvím menších MJ je generována nižší svalová síla. Nábor MJ se stupňuje od těch schopných generovat menší sílu k těm schopným generovat větší sílu (Kandel et al., 2021).

Obrázek 1 Motorická jednotka (Kandel et al., 2021)



1.5 Mechanismy řízení pohybu

Dle jedné z klasifikací lze dělit nervové buňky na senzorické, motorické a spojovací. Senzorické neurony jsou součástí aferentních drah, tzn. vedou informace ze senzorických receptorů směrem do centrální nervové soustavy (CNS). Motoneurony, které jsou součástí eferentních drah, tzn. vedou informace z CNS směrem do periferie, umožňují přenos příkazů z mozku nebo míchy k výkonným orgánům (Kandel et al., 2021).

Příjem informací týkajících se motoriky, jejich zpracování a vyhodnocení CNS, a nakonec prostřednictvím kosterních svalů vedoucím k realizaci pohybu, se nazývá senzomotorika. Na senzomotorice se podílí motorické oblasti kortexu (motorická a premotorická kůra, suplementární motorická oblast). Aferentními drahami se k těmto oblastem dostávají podněty z mozečku, bazálních ganglií, periferie a senzorických oblastí mozkové kůry. Eferentními drahami jsou podněty vedeny k podkorovým motorickým centřům a do hřbetní míchy. I. motoneuron kortikospinální dráhy vede podněty k alfa a gama motoneuronům míšním (Silbernagl, Despopoulos 2016). Mimovolní motorika je realizována v podkorových a míšních centrech a nedá se od volní motoriky oddělit. Obě složky se navzájem ovlivňují (Švestková et al., 2017)

2 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE

2.1 Povrchová elektromyografie

Sval můžeme vnímat z různých pohledů. Můžeme na něj pohlížet z biomechanického hlediska podle toho, jaký pohyb se jeho prostřednictvím vykonává v příslušném kloubu. Pak jej označíme třeba jako flexor, extenzor nebo rotátor. Z jiného hlediska lze jeho funkci chápat jako odraz informací z nervového systému, které určují jeho funkci. Je řízen CNS, je vykonavatelem jeho příkazů. Prostřednictvím alfa motoneuronů jsou přivedeny informace z CNS ke svalovým vláknům, která je realizují (Kolář, 2009)

Povrchová elektromyografie (SEMG) je přístrojová elektronická technologie pro záznam a analýzu elektrických potenciálů, které reflektují kontrakční aktivity kosterních svalů během konkrétního pohybu (Krobot, Kolářová, 2011, s. 5).

SEMG vyžaduje zručnost, protože přináší mnoho překážek, které je nutné zvážit, porozumět jim a překonat. Odstranění limitujících faktorů by vedlo k větší vědecké relevanci (De Luca, 1997). Pro ukázkou můžeme uvést normalizaci EMG signálu pomocí maximální volní kontrakce, kdy se hodnoty mohou lišit až o 20–30 % při nedostatečném výcviku v porovnání s náležitou přípravou a následně k chybným závěrům a vyhodnocení dat (Merletti, 1999).

Přednostmi SEMG jsou neinvazivní aplikace a možnost zaznamenat aktivitu více svalů při pohybu (Krobot, Kolářová, 2011). Kolářová et al. (2019) řadí sEMG k neurofyziologickým technologiím, jejímž prostřednictvím je umožněno sledovat svalovou aktivitu prostřednictvím bioelektrických signálů a tím možnost nahlédnout na mechanismy řízení motoriky. SEMG se v kombinaci s dalšími metodami využívanými v biomechanice doplňuje a společně přispívá k vytvoření uceleného obrazu o pohybu tím, že nám dokáže říci, jakou měrou se jednotlivé svaly na pohybu účastní.

2.2 Zdroj signálu

Zdrojem SEMG signálu jsou akční potenciály motorické jednotky (MUAP). AP jsou vysílány každou motorickou jednotkou při svalové aktivitě. Na SEMG signálu se nejvíce podílí svalová vlákna, která leží nejbližší elektrodám, a naopak podíl svalových vláken na SEMG signálu klesá s jejich vzrůstající vzdáleností od elektrod. Dále je přenos SEMG signálu ovlivňován tukovou tkání, která se chová jako izolátor a znesnadňuje tok

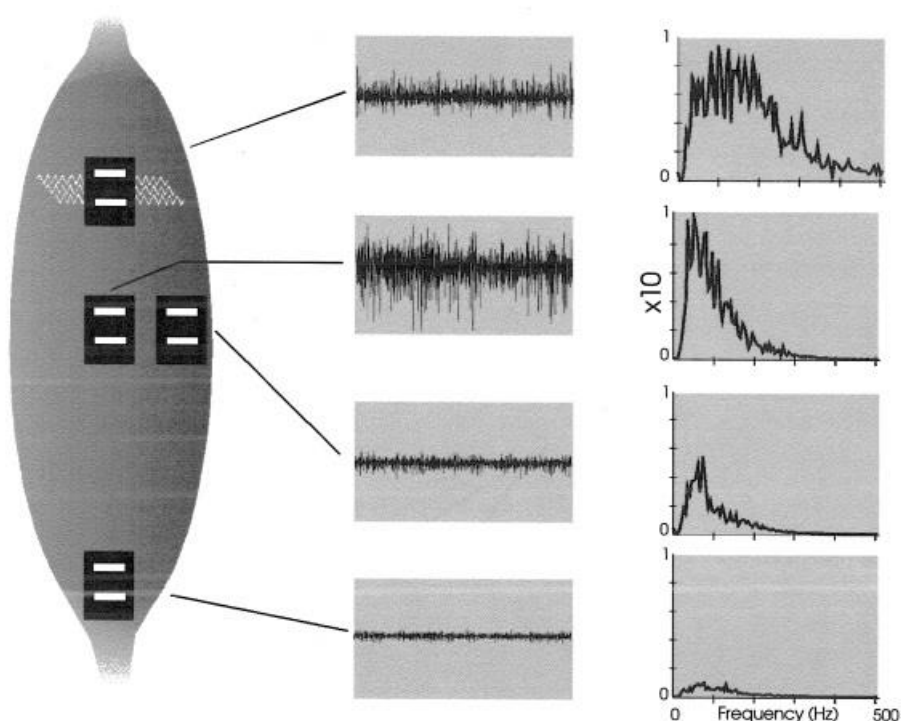
elektrického proudu. Čím větší je tuková vrstva, tím méně signálů se dostane k elektrodám (Criswell, 2011).

2.3 Faktory ovlivňující kvalitu EMG signálu

Signal-to-noise ratio (SNR) je obecně nejvíce přijímaná metoda měření kvality EMG signálu. Jde o poměr požadovaného EMG signálu a nechtěného signálu (Richards, 2018).

Umístění elektrod má zásadní vliv na podobu EMG signálu. Při umístění elektrod nad inervační zónou, kde se AP šíří po svalovém vláknu na oba jeho konce, bude amplituda dosahovat nižších hodnot. Stejně tak i při umístění v blízkosti svalové šlachy, kde svalová vlákna dosahují menšího průměru a s ním spojené nižší amplitudy AP. Těmto místům se doporučuje vyhnout a elektrody umístit směrem ke středu svalové plochy (Richards, 2018).

Obrázek 2 vliv umístění elektrod na EMG signál (De Luca, 1997)



Vlastnosti senzoru. Selektivita elektrod závisí na ploše snímaného povrchu a na vzdálenosti mezi elektrodami (při snímání dvěma elektrodami). Čím větší plochu elektrody snímají (dána vzdáleností mezi elektrodami a plochou elektrod), tím větší bude amplituda EMG signálu. Příliš velká snímaná plocha elektrodami a vzdálenost mezi nimi vede k nárůstu snímání nechtěného signálu z okolních svalů (crosstalk). Dále může být EMG

signál ovlivněn pohybem a následnou změnou vzdálenosti mezi elektrodami (protažení, pohyb kůže). Užitím elektrod s fixní vzdáleností tento faktor lze snadno ovlivnit (Richards, 2018).

Propojení kůže-elektroda. Mezi elektrolyty solí kůže a kovem elektrody dochází k výměně iontů (elektrochemický šum). Tento šum lze pouze snížit, očištěním kůže a povrchu elektrod a velikostí snímacích ploch elektrod (Richards, 2018).

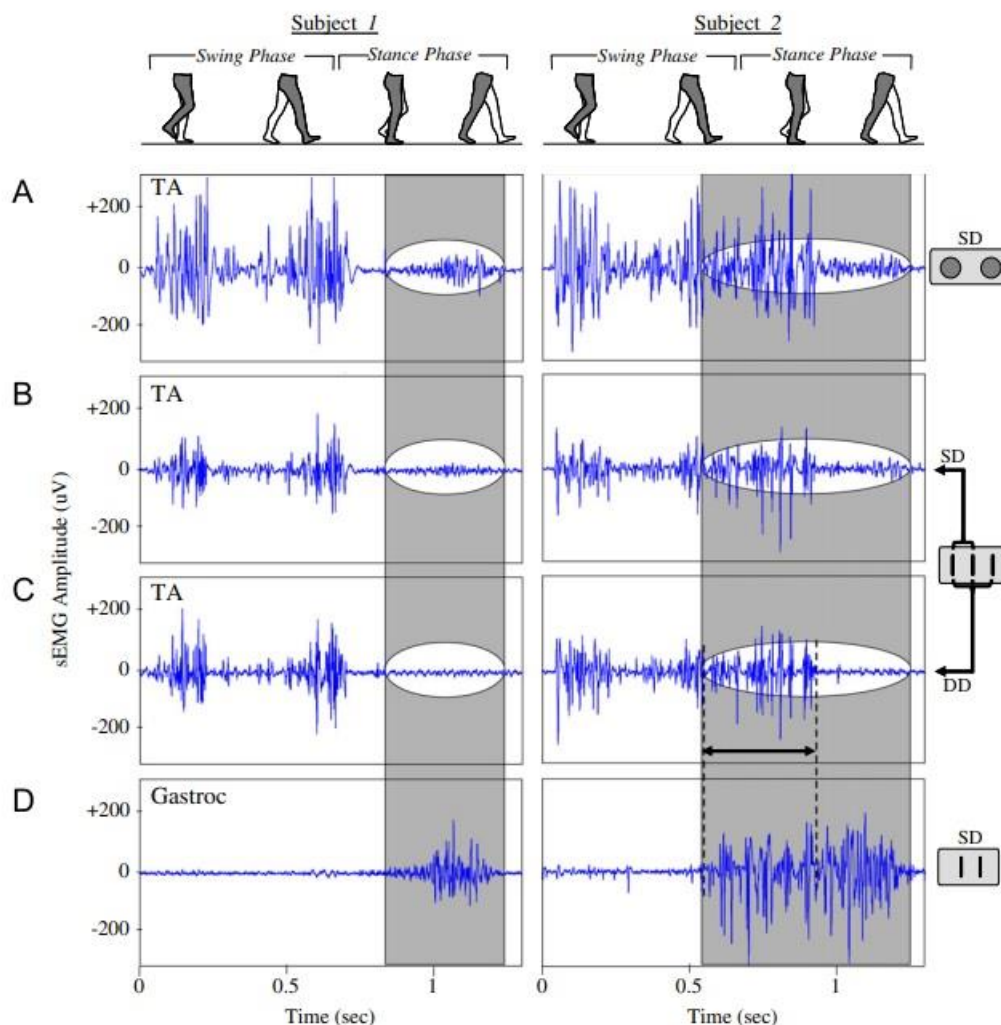
Pohybové artefakty jsou způsobeny pohybem mezi elektrodou a kůží (při zkracování, protahování svalu) nebo přenosem silových impulzů na elektrodu z kůže a svalů (např. úder paty při chůzi). Dalším zdrojem tohoto nežádaného signálu mohou být kabely. Z výše uvedených příčin je zřejmé, že je potřeba věnovat zvýšenou pozornost pohybovým artefaktům při dynamických kontrakcích. Užití gelu či elektrolytické látky, filtru s vysokou propustností může pohybové artefakty výrazně ovlivnit. Současné EMG systémy umožňují signál zesílit v blízkosti elektrody nebo umístěním zesilovače na elektrodě (Richards, 2018).

Fyziologický šum, který je způsoben tkáněmi, které jsou schopny vzniku elektrických signálů. Fyziologický šum lze snížit umístěním elektrod ve stejné vzdálenosti od zdroje fyziologického šumu či umístěním elektrod v co největší možné vzdálenosti od něj (Richards, 2018).

Elektrický šum (např. elektronická zařízení) vznikající z elektromagnetického záření. Tento zdroj šumu nebývá většinou velkým problémem a při užití moderních diferenčních zesilovačů a referenční elektrody může být prakticky eliminován (Richards, 2018).

Crosstalk je elektrická aktivita z okolních svalů, která je zaznamenána elektrodou nad měřeným svalem. EMG signály z přilehlých svalů mají podobné vlastnosti a frekvenci jako měřený sval, a proto je obtížné je identifikovat a eliminovat. Crosstalk ovlivňuje interelektrodová vzdálenost, vlastnosti a umístění elektrod (Richards, 2018).

Obrázek 3 vliv interelektrokové vzdálenosti a zesílení signálu na EMG záznam (de Luca, 2011)



2.4 Záznam a zpracování EMG signálu

K zachycení EMG signálu slouží **elektrody**. Snímat elektrickou svalovou aktivitu můžeme pomocí jedné elektrody (monopolárně) nebo pomocí dvou elektrod (bipolárně). Výhodnější je bipolární snímání, které umožňuje snížení nebo odstranění nežádoucího signálu (viz.dále). V obou případech je nutné užití referenční elektrody, která se většinou umísťuje nad elektricky neaktivní částí těla. U některých moderních přístrojů lze referenční elektrodu umístit kdekoli na kůži (Richards, 2018).

Rozdílové zesilovače umožňují rozdílové zesílení a potlačení souhlasného signálu. Aby celý proces byl možný, jsou potřeba dvě snímací a jedna referenční elektroda. Při paralelním umístění snímacích elektrod nad svalem se akční potenciály dostávají k elektrodám v rozdílném časovém úseku. Referenční elektroda k dalšímu zpracování propouští pouze rozdílné signály, a naopak souhlasné signály (tzn. ty, které jsou

elektrodami zaznamenány současně) jsou eliminovány. Zesílení signálu se nazývá přírůstek (gain) a určuje, jak bude vypadat EMG signál na vizuálním výstupu (Richards, 2018).

Poměr potlačení souhlasného signálu hodnotí, jak úspěšně byl souhlasný signál potlačen. Výsledná hodnota se udává v decibelech a čím je její hodnota vyšší (obvykle mezi 90-140 dB), tím lépe (Criswell, 2011).

Pro specifické aplikace je určené dvojité rozdílové uspořádání, které se provádí pomocí tří elektrod a prochází přes dva stupně diferenciací (Richards, 2018).

Filtrování je dalším procesem ve zpracování EMG signálu, které je určeno k odstranění nežádoucího signálu. Výběr filtru (filtrační pásmo) závisí podle toho, za jakým účelem je EMG měření prováděno. Jako příklad můžeme uvést notch filter (určen k odstranění nežádoucího 60 Hz elektromagnetického šumu) nebo bandpass filter (pásmový filtr), který propouští dále ke zpracování pouze signál v daném frekvenčním rozsahu (Criswell, 2011; Ferrante, 2018).

Dalším krokem je **vizuální zobrazení** EMG signálu (Criswell, 2011). Převedením elektrické energie na zvukovou může být výstupem i reproduktor (Chu et al., 2019).

Vizuálními výstupy jsou:

- Surový sEMG záznam
- Zpracovaný sEMG záznam
- Spektrální analýza
- Histogram pravděpodobné amplitudy

Surový (nezpracovaný) sEMG záznam prezentuje zesílenou sumaci MUAP, které oscilují v kladných i záporných hodnotách. Měřicí jednotkou jsou mikrovolyty maximálních hodnot obou amplitud (kladné a záporné). Nezpracovaný záznam může odhalit přítomnost trigger pointů (TP) ve svalu, kdy je po skončení svalové kontrakce patrná elektrická aktivita v základní linii (Criswell, 2011). Surový sEMG záznam poskytuje informace o kvalitě sEMG signálu, jestli je vhodný k další úpravě nebo jsou přítomny artefakty, které je možné v surovém záznamu identifikovat a případně odstranit chyby při měření (Kolářová et al., 2019).

Zpracovaný SEMG záznam prochází několika fázemi. Nejdříve se provádí rektifikace a vyhlazení. Rektifikace je převedení negativních hodnot signálu do pozitivních (Také se označuje jako full-wave rectification) (Criswell, 2011; Richards, 2018; Kamen, Gabriel, 2010). Vyhlazení je proces, při kterém amplituda dostává tvar lineární obálky. Pro vyhlazení se nejčastěji používá střední kvadratická hodnota (RMS) a zprůměrování rektifikovaných hodnot v časovém úseku (AVR) (Kolářová et al., 2019).

2.5 Analýza EMG záznamu

Frekvenční analýza

Frekvenční analýzou lze získat data fyziologická (rychlost vedení AP svalovým vláknem, v menší míře frekvenci pálení MJ) i nefyziologická (nežádoucí signál v záznamu) (Kamen, Gabriel, 2010). *Specifické aspekty frekvenčního spektra EMG signálu jsou nejčastěji analyzovány Fourierovou metodou, která slouží pro převod signálů z časové oblasti do oblasti frekvenční, čímž se získá celkové výkonné spektrum EMG signálu (total power spectrum)* (Krobot, Kolářová, 2011, s25). Frekvence se odvíjí především od rychlosti vedení AP, která se při svalové únavě snižuje. Prostřednictvím průměrné frekvence (mean frequency) nebo střední hodnoty (median frequency) hodnotíme svalovou únavu (Richards, 2018).

Amplitudová analýza

Pro zvýšení validity a reliability amplitudové analýzy se EMG záznam rektifikuje a vyhlazuje (Krobot, Kolářová, 2011). Preferované je vyhlazení střední kvadratickou hodnotou (Richards, 2018).

2.5.1 Hodnocení parametrů z EMG záznamu

Maximální hodnota amplitudy je ve vysoké míře variabilní, proto je vhodné pro získání relevantních dat hodnotit např. průměrnou hodnotu z nejvyšších deseti hodnot v určitém časovém úseku (Konrad, 2006).

Průměrná hodnota amplitudy ve vybraném časovém úseku poskytuje informace o svalové aktivitě měřeného svalu při určitém úkonu. Tato hodnota je nejlépe využitelná při srovnávací analýze (Konrad, 2006).

Maximální hodnota amplitudy je i po zpracování EMG signálu velice proměnlivá. Relevantnější informace lze získat zprůměrováním určitého počtu nejvyšších dosažených hodnot ve zvoleném měřeném časovém úseku (Kolářová et al., 2019).

Plocha (area) je pravý matematický integrál pod EMG amplitudovou ve stanoveném časovém úseku. Výhodou i nevýhodou je přímá závislost na vybraném časovém úseku (Konrad, 2006).

Hodnota výstupu v procentech (input %) reprezentuje procentuální zastoupení jednotlivých průměrných hodnot ve zkoumaném časovém úseku. Součet průměrných hodnot představuje 100 % a určí se z něj jejich procentuální zastoupení. Tuto hodnotu lze využít ke srovnání inervačních poměrů mezi cviky (Konrad, 2006).

Z frekvenčních parametrů se nejčastěji hodnotí **průměrná** (mean frequency) a **střední frekvenční hodnota** (median frequency) a **charakter frekvenčního spektra**. Z frekvenčních parametrů je hodnocena především svalová únava (Kolářová et al., 2019). Prostřednictvím středních a průměrných hodnot může být svalová únava kvantifikována. Snížení těchto hodnot svědčí o míře svalové únavy. Střední frekvenční hodnota je preferovaná kvůli zkreslené povaze frekvenčního spektra (Richards, 2018).

Počátek svalové aktivity. Aby bylo možné určit okamžik, od kterého se bude sval považovat za aktivní, je potřeba vhodně zvolit prahovou hodnotu, která toto stanoví. Často se tato prahová hodnota stanovuje v rozmezí směrodatné odchylky základní linie EMG signálu před měřenou aktivitou. Prahová hodnota určující počátek svalové aktivity je násobek rozmezí směrodatné odchylky základní linie. Násobek se může různit v závislosti na použité technice, protože moderní zesilovače dokáží efektivně šum v základní linii potlačovat, násobek by se tedy měl odvíjet od hodnot základní linie. Vhodné je také stanovit časový rozsah, po který se hodnoty musí pohybovat nad stanovenou prahovou hodnotou (Konrad 2006).

2.6 Normalizace EMG signálu

K porovnání získaných parametrů z EMG záznamu při opakovaných měření konkrétního svalu, pro srovnání mezi subjekty nebo svaly, je nutné záznam normalizovat ke stanovené referenční hodnotě. Volba metody stanovení referenční hodnoty se odvíjí např. od cílů výzkumu, zkušeností terapeuta, možnostech pacienta nebo pracoviště. Normalizace EMG signálu má zásadní vliv na interpretaci dat. Pro stanovení referenční

hodnoty se využívá např. maximální volní izometrická kontrakce (MVC), maximální hodnota amplitudy signálu v průběhu testovaného pohybu, svalová kontrakce charakteristická pro hodnocený pohyb nebo časová normalizace (Kolářová et.al, 2019).

MVC měří maximální izometrickou kontrakci měřeného svalu při standardizované nebo výchozí poloze pro měřený pohyb. Je doporučeno provést kontrakci trvající minimálně 10 s a měření alespoň 3x zopakovat. Vybrán je buď pokus s maximální naměřenou hodnotou nebo jsou naměřené hodnoty zprůměrovány (Kolářová et al., 2019).

Upřednostňovanou metodou pro amplitudovou normalizaci je maximální hodnota amplitudy při daném pohybu, nejlépe získaná z více opakování stanoveného pohybu (Richards, 2018).

3 PŘÍSTROJOVÉ TECHNOLOGIE V REHABILITACI

Počítačové a robotické technologie začínají v posledních letech čím dál tím více pronikat a stávat se součástí oborů rehabilitace a fyzioterapie. Jejich přednostmi je možnost větší míry objektivizace účinků terapií, možnost zaznamenat pro jiné hodnotící metody jinak neviditelné pohybové odchylky. Možnost analyzovat pohyb v jeho průběhu je další výhodou, stejně tak možnost uložení zaznamenaných dat a jejich pozdější hodnocení (Kolářová et al., 2019).

Nevýhodami jsou např. vysoká pořizovací cena, časové nároky na vyšetření a také edukační požadavky na personál, což limituje jejich využití. Počítačové a robotické metody se se dále vyvíjejí a překonávají své bariéry (Kolářová et al., 2019).

Metody pro vyšetření průběhu pohybu se označují jako metody biomechanické a lze je dělit na kinetické, kinematické a neurofyziologické. SEMG spadá pod metody neurofyziologické (Kolářová et al., 2019).

3.1 Kinetické metody

Kinetické metody hodnotí pohyb z hlediska silového působení, které jej vyvolávají. Jejich předmětem je jak vnitřní, tak vnější silové působení na člověka (Kolářová et al., 2019). Využívány jsou např. dynamická počítačová posturografie (analýza posturální kontroly ve vzpřímeném stoji), dynamometrie (hodnocení síly generované svalovou kontrakcí) nebo chodící pásy se silovou plošinou (analýza krokového cyklu a jeho fází) (Kolářová et al., 2019)

3.2 Kinematické metody

Kinematické metody se zabývají změnou polohy segmentů vůči sobě nebo ke stanovenému bodu. Výstupem jsou změna dráhy, úhlu v čase. Využívá se např. akcelerometr (zaznamenává zrychlení segmentu), goniometr (měří změny úhlu segmentů) nebo inklinometr (vychýlení segmentu vzhledem k určené ose) (Kolářová et al., 2019).

PRAKTICKÁ ČÁST

4 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

Cílem bakalářské práce je využití povrchové elektromyografie jako metody k vyhodnocení účinků terapeutických metod v kinezioterapii.

Pro dosažení cíle práce byly stanoveny tyto dílčí úkoly:

- 1) Načerpat potřebné znalosti o sEMG z českých a zahraničních zdrojů
- 2) Stanovit hypotézy
- 3) Vytvořit metodiku práce a zjistit, které z parametrů sEMG signálu jsou využívány v terapii
- 4) Vyhodnotit hypotézy na základě vyhledaných dat
- 5) Výsledky diskutovat prostřednictvím české a zahraniční literatury

5 HYPOTÉZY

Hypotéza 1: Parametry frekvenční složky EMG signálu lze hodnotit účinky kinezioterapie, a proto předpokládám, že budou ve vyhledaných pracích hodnoceny

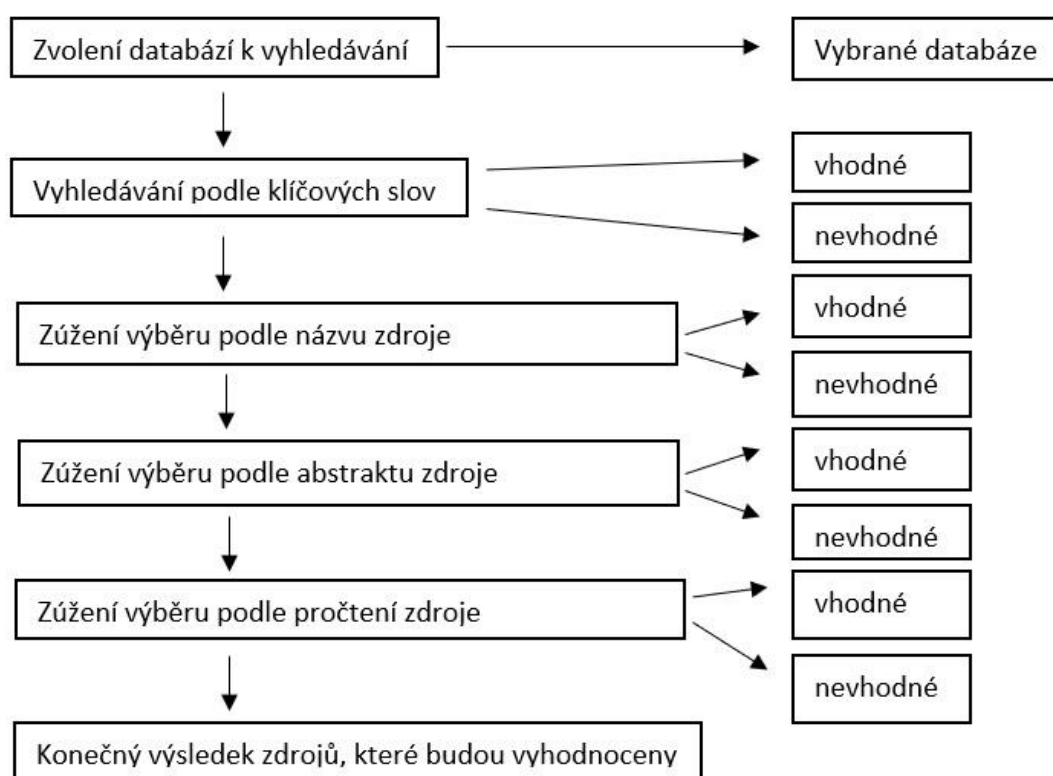
Hypotéza 2: Parametry amplitudové složky EMG signálu lze hodnotit účinky kinezioterapie, a proto předpokládám, že budou ve vyhledaných pracích hodnoceny

Hypotéza 3: časovými parametry EMG signálu lze hodnotit účinky kinezioterapie, a proto předpokládám, že budou ve vyhledaných pracích hodnoceny

6 METODIKA PRÁCE

Nejprve budou zvoleny databáze, ve kterých budou vyhledány zdroje. Dále budou stanovena klíčová slova pro vyhledávání ve zvolených databázích. Následně kritéria, která určí, zda jsou vyhledané zdroje vhodné či nevhodné. Vhodné zdroje budou vybrány a zpracovány. Výsledky vyhledávání budou zapsané do vytvořených tabulek. Tabulky budou rozdělené podle jednotlivých složek EMG signálu a hodnocené parametry uvedené v nich.

Obrázek 4 Metodika práce



Tabulka 1 Tabulka pro zapsání vyhledaných výsledků

Použité parametry EMG signálu k hodnocení účinků terapie	Autor práce

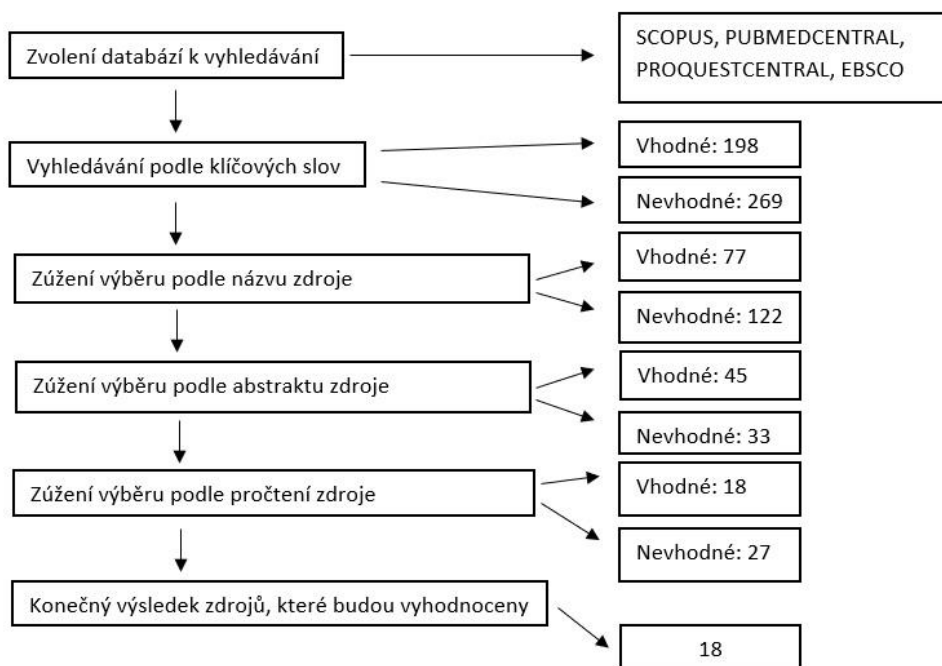
7 ZPRACOVÁNÍ DAT

Pro vyhledávání zdrojů jsem zvolil databáze dostupné na stránkách knihovny ZČU (<https://www.knihovna.zcu.cz/>), konkrétně multioborovou citační databázi scopus, dále databáze z lékařského oboru pubmedcentral, proquestcentral a ebco.

Základní klíčová slova pro vyhledávání jsem zvolil „surface electromyography“ a „kinesiotherapy“, jako nadřazená slova „electromyography“ a „physiotherapy“ a podřazená slova konkrétní metody kinezioterapie (např. proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF), dynamická neuromuskulární stabilizace (DNS), Bobath koncept, ...). Pro vyhledávání ve zvolených databázích budou použita klíčová slova základní. V případě neuspokojivého počtu vyhledaných výsledků budou použita klíčová slova nadřazená nebo podřazená.

Kritéria, na jejichž podkladě budou vybrány konečné zdroje ke zpracování jsou následující: po zadání klíčových slov budou vyřazeny práce, které jsou v jiném než v českém, anglickém nebo slovenském jazyce. Dále budou vyřazeny zdroje, které nejsou volně přístupné. K dalšímu zpracování budou vybrány pouze plnotextové zdroje. V následném kroku budou vybrány práce podle názvu. Zdroje, které se nebudou vztahovat ke kinezioterapii nebo EMG budou vyřazeny. V dalším kroku budou zdroje tříděny dle pročtení abstraktu, kritérii pro finální krok je splnění obou podmínek, tzn. „kinezioterapie“ a užití povrchové elektromyografie k vyhodnocení jejich účinků.

Obrázek 5 Metodika práce: výsledky vyhledávání



8 VÝSLEDKY

Hypotéza 1: Parametry frekvenční složky EMG signálu lze hodnotit účinky kinezioterapie, a proto předpokládám, že budou ve vyhledaných pracích hodnoceny

Tabulka 2 parametry frekvenční složky EMG signálu

vyhodnocené parametry frekvenční složky EMG signálu	Autor práce
Střední frekvence signálu	Zou et al. 2021

Parametry frekvenční složky EMG signálu ve své práci pro hodnocení účinků kinezioterapie použil Zou et al. 2021.

Hypotéza 2: Parametry amplitudové složky EMG signálu lze hodnotit účinky kinezioterapie, a proto předpokládám, že budou ve vyhledaných pracích hodnoceny

Tabulka 3 parametry amplitudové složky EMG signálu

Vyhodnocené parametry amplitudové složky EMG signálu	Autor práce
MVC %	Huber et al. 2022
	Chan et al. 2017
Průměrná hodnota amplitudy v čase	Zou et al. 2021
	Alarmo et al. 2018
	Feger et al. 2018
	Schuler et al. 2013
	Lluch et al. 2014
Střední hodnota amplitudy	Yoon et al. 2017
sEMG area	Tesio et al. 2017

Maximální hodnota amplitudy	Daly et al. 2019
Poměr průměrných hodnot amplitud	Jaberzadeh et al. 2016
Není uveden parametr	Orenčák et al. 2016
	Ptaszkowski et. al 2015

Celkem 13 autorů použilo ve vyhledaných pracích k hodnocení výsledků kinezioterapie parametry z amplitudové složky EMG signálu. Nejčastěji byla hodnocena průměrná amplituda v čase.

Hypotéza 3: Časovými parametry EMG signálu lze hodnotit účinky kinezioterapie, a proto předpokládám, že budou ve vyhledaných pracích hodnoceny

Tabulka 4 časové parametry EMG signálu

Vyhodnocené časové parametry EMG signálu	Autor práce
Počátek svalové aktivity ke stanovené hodnotě	Cheng et al. 2019
	Akhbari et al. 2007
	Clark et al. 2005
	Boucher et al. 2018
	Amandio et al. 2011

Celkem 5 autorů hodnotilo účinky svých terapií prostřednictvím časových parametrů EMG signálu.

9 DISKUSE

Celkem 5 z vyhledaných prací hodnotilo účinky zvolené terapie prostřednictvím průměrné amplitudy EMG signálu: Zou et al. 2021, Alamro et al. 2018, Feger et al. 2018, Schuber et al. 2013 a Lluch et al. 2014.

Kolářová et al. (2019), Konrad (2006) uvádí, že průměrná amplituda je jeden z nejčastěji hodnocených parametrů EMG signálu. Jedná se o průměrnou hodnotu amplitudy v určitém časovém úseku. Dále Konrad (2006) uvádí, že tento parametr je nejvhodnější pro srovnávací analýzu.

Srovnávací analýzu zvolilo 4 z 5 autorů (Zou et al. 2021, Alamro et al. 2018, Schuber et al. 2013, Lluch 2014). Pouze Feger et al 2018 tuto možnost nezvolil.

Zou et al. (2021) zkoumal vliv aktivace HSSP na nespecifickou bolest v dolní části zad u zdravotních sester. Sledovaná skupina podstoupila terapii zaměřenou na HSSP a preventivní zásady u bolesti zad. Kontrolní skupina dostala pouze doporučení zásad týkající se bolesti zad. Pomocí SEMG byly hodnoceny mm.multifidi a m.erector spinae v bederní části zad. Hodnocené parametry EMG signálu byly průměrná hodnota amplitudy a střední hodnota frekvence. Dále byla použita numerická škála bolesti (0 - bez bolesti, méně než 3 – tolerovatelná bolest, 4-6 tolerovatelná bolest bez vlivu na spánek, 7-10 netolerovatelná intenzivní bolest). Po absolvované terapii byla hodnota mediální frekvence a průměrné hodnoty amplitudy vyšší u měřených svalů. Hodnoty u numerické škály bolesti byly nižší. Sledovaná skupina vykázala větší zlepšení než kontrolní skupina.

Střední hodnota frekvence a průměrná hodnota amplitudy byly popsány v kapitole 2.5.1. Na základě těchto údajů můžeme usuzovat, že u sledovaných svalů došlo ke snížení unavitelnosti a jejich větší aktivitě. To pravděpodobně vedlo k jejich schopnosti se více zapojit.

Fyziologicky je svalová únava často definována jako ztráta schopnosti svalu dále vyvíjet danou sílu, kdy v čase nastane okamžik, od kterého je možné označit sval za unavený. Tato definice neumožňuje určit svalovou únavu dříve, než nastane, nedokáže rozpoznat fyziologické a biochemické děje na mikroskopické úrovni, a také nedokáže vyloučit vliv zapojení dalších svalových skupin (Kolář et al. 2009). Richards (2018) píše, že svalová únava se rozvíjí při svalové kontrakci postupně a okamžik, kdy sval není nadále schopen vyvíjet potřebnou sílu (svalové selhání) jako její důsledek. SEMG umožňuje

zkoumat svalovou únavu bez ohledu na pokles generované mechanické síly (Kolářová et al. 2019).

Lluch et al. (2014) porovnával okamžitý účinek pomocí aktivního cvičení zaměřeného na kraniocervikální flexi v porovnání s pasivní mobilizací horní krční páteře na bolest a provedení cervikokraniálního flekčního testu. Jednou z hodnotících metod byla sEMG, jejíž prostřednictvím byla hodnocena oboustranná svalová aktivita m. sternocleidomastoideus, m. scalenus anterior a m. splenius capitis. K úlevě od bolesti došlo u obou skupin, ale pouze u skupiny, která podstoupila pohybovou terapii, došlo k výraznějšímu snížení amplitudy u m. sternocleidomastoideus a m. scalenus anterior.

Alarmo et al. (2018) zkoumal vliv roboticky asistované chůze na trupové svalstvo u pacientů s kompletní míšní lézí v oblasti C7-Th6. Porovnávány byly přístroje ekso a lokomat. SEMG byl použita ke snímání bilaterální svalové aktivity při roboticky asistované chůzi u m. rectus abdominis, m. externus obliquus a m. erector spinae. Pro analýzu krokového cyklu byly použity čidla umístěné na patě a palci, také byl využit akcelerometr umístěný na příčném výběžku C7. Tato analýza umožnila určit průměrné parametry SEMG signálu pro každý měřený sval v rámci krokového cyklu. Porovnání průměrných amplitud měřených svalů pomocí sEMG ukázaly nejvyšší nárůst u volné chůze s použitím přístroje ekso, pak s použitím přístroje ekso na chodícím páse a nakonec přístroje lokomat na chodícím páse, kde ale nedošlo k výrazné změně amplitudy pro m. rectus abdominis.

Exoskeletové robotické systémy jsou anatomicky přizpůsobené lidským končetinám. Přístrojové segmenty jsou přizpůsobeny tak, že lidské i robotické klouby jsou osově propojeny. Přístroj lokomat umožňuje nácvik chůze na chodícím páse prostřednictvím ortéz a závěsného systému. Novější systémy lokomat umožňují přirozenější stereotyp chůze a nácvik stability prostřednictvím pohyblivé robotické pánve (Colombo, Sanguineti, 2018).

Mobilní exoskeletové robotické přístroje dovolují pacientům nácvik funkčních úkonů s dopomocí a bez rizika pádu. Tyto systémy byly původně navrženy pro asistovaný nácvik chůze u pacientů po úrazech míchy. Tyto přístroje poskytují míru volnosti pohybu a mají potenciál podporovat plasticitu mozku. Jedním z takových přístrojů je ekso (Colombo, Sanguineti, 2018).

Také Schuler et al. (2013) využil roboticky asistovanou chůzi ve své práci a sledoval její vliv na aktivitu m.tibialis anterior, m.gastrocnemius lateralis, m.vastus medialis a m.biceps femoris u dětí s neuroortopedickými poruchami. Využil systém lokomat a došel k závěru, že napomáhá větší fyziologické svalové aktivitě než neasistovaná chůze.

Feger et al. (2017) zkoumal vliv nácviku chůze s užitím přístroje (bohužel ve vyhledané práci se odkázal na jinou práci, kde je přístroj specifikován. Práce ale není volně přístupná, proto nemohu poskytnout bližší informace, o jaký přístroj se jednalo) u pacientů s chronickou nestabilitou kotníku. Jednou z hodnotících metod byla sEMG, která zaznamenávala aktivitu m.tibialis anterior, m.peroneus longus, m.gastrocnemius lateralis a medialis. Společně se sEMG byl zaznamenáván plantární tlak pomocí 9 čidel. SEMG zkoumala aktivitu výše zmíněných svalů ve stojné a švihové fázi krokového cyklu. Průměrné naměřené hodnoty během klidného stoje byly použity k normalizaci amplitudy při chůzi. Byly hodnocené průměrné hodnoty amplitud při stojné a švihové fázi chůze.

Yoon et al. (2017) srovnával metody DNS a Bobath koncept, konkrétně jejich vliv na HSSP. Jedna skupina probandů byli pacienti po prodělání cévní mozkové příhody (CMP) a druhou skupinu tvořili zdraví probandi. Pomocí sEMG byla měřena svalová aktivita m.transversus abdominis, m.internal obliquus, m. external obliquus a m. rectus abdominis. Střední hodnota byla vyšší jak u zdravých, tak i u probandů po prodělání CMP při terapii metodou DNS.

DNS je metoda Prof.PaeDr P.Koláře, Ph.D., která vychází z vývojové kineziologie (Kolář, 2009). Bobath koncept je metoda, jejíž efektivita je prokázána empirickými daty. Vychází z předpokladů poruch centrální motoriky (zvýšený svalový tonus, přítomnost nižších vývojových tonických reflexů, poruch reciproční inervace, ...). Inhibuje patologické hybné a posturální vzory, facilituje fyziologické pohybové a posturální vzory (Pavlů, 2003).

Z níže dvou uvedených prací (Ptaszkowski et al., 2015 a Orenčák et al. 2016) nebylo jasné, jaké parametry EMG záznamu použili. Autoři pouze uváděli „elektrickou aktivitu“.

Ptaszkowski et al. (2015) porovnával vliv postizometrické relaxace (PIR) a kinesiotejpu na klidovou elektrickou aktivitu horní části m.trapezius. Měření proběhlo před

zmíněnými terapeutickými intervencemi a 10 minut po nich. PIR m.trapezius byla provedena následovně: pacient v leže na zádech, hlava v úklonu na neošetřovanou stranu, v mírné anteflexi a kontralaterální rotaci vzhledem k ošetřované straně. Rameno stabilizováno terapeutovou rukou, bariéra byla určena pacientem, když pocítil „protažení“ ve svalu. Poté pacient vyzván k elevaci ramene na ošetřované straně směrem k uchu, velikost síly proti odporu terapeutovi ruky 20 % při izometrické kontrakci po dobu 7 sekund. Poté následovala relaxace a s výdechem byla hledána nová bariéra. Opakování 3x. Nebyly zaznamenány větší rozdíly v klidové bioelektrické aktivitě svalu před a po terapii u skupiny ošetřené metodou PIR (bioelektrická aktivita byla dokonce zvýšena). Na škále bolesti došlo u PIR skupiny ke snížení o 0,7 bodu.

Orenčák et al. (2016) porovnával metody PIR, antigravitační relaxaci (AGR), DNS, měkké techniky (MT) a pozitivní termoterapii Prostřednictvím sEMG hodnotil elektrickou aktivitu horních vláken m.trapezius. Nejlepších výsledků dosáhla metoda PIR.

Metoda PIR dosáhla ve výše uvedených pracích rozdílných výsledků. I provedení terapie bylo odlišné. Orenčák et al. (2016) použil facilitaci pohybem očí, izometrická kontrakce trvala déle a probíhala s nádechem, bariéry dosáhl jiným způsobem. Ptaszowski et al. (2015) nezmiňuje facilitaci nádechem ani pohybem očí.

Rychlíková (2016) definuje PIR jako metodu vycházející z neurofyziologických poznatků, kdy po izometrické kontrakci následuje svalová inhibice. Užívá se pro uvolnění svalových spasmů, na jejichž podkladě došlo k omezení rozsahu pohybu. Udává tyto zásady provedení:

- Aktivní izometrická kontrakce proti odporu terapeuta
- Odpor terapeuta je kladen ve směru a ose pohybu a takový, aby byl možný malý pohyb. Velikost odporu se odvíjí od stupně spasmu, části těla provádějící pohyb, tělesné ploše, které se klade odpor
- Pro facilitaci pohybu se využívá pohled očí směrem k pohybu při odporu i relaxaci
- Při odporu pacient provádí nádech, maximálně po dobu 4–6 sekund (vzhledem ke klidové dechové frekvenci 14–16 dechů za minutu)

- S výdechem zvyšujeme pasivně rozsah pohybu, nemocný se dívá ve směru pohybu

Lewit (2003) oproti Rychlíkové (2016) udává provedení izometrické kontrakce minimální silou, s trváním přibližně 10 s.

Dvě z vybraných prací hodnotily účinky terapií procentuálním porovnáním MVC.

Huber et al. (2022) se ve své práci zabýval účinkem neuromuskulární funkční elektrostimulace (v kombinaci s metodou PNF) u pacientů po cévní mozkové mrtvici. Předmětem zkoumání byly motorické jednotky antagonistických svalových skupin v oblasti kotníku a zápěstí. Jedna ze zkoumaných skupin podstoupila terapii pouze ve formě PNF. Jako hodnotící metody byly zvoleny Ashwortova škála, Lowettova škála a sEMG.

Ashwortova škála se používá k hodnocení spasticity, kterou hodnotí na základě odporu při Provedení pasivního pohybu na pětistupňové škále (Kolář et al.). Metoda sEMG je popsána v kapitole 2.

PNF se řadí mezi metody na neurofyziologickém podkladě a je jednou z metod, které se používají při léčbě centrálních paréz. Hlavním představitelem této metody je Herman Kabat. Jeho poznatky dále rozvíjely Margaret Knottová a Dorothy Vossová. Metoda je založena na ovlivnění motoneuronů předních rohů míšních aferentací z periferie, ale i skrze eferentní signály z vyšších motorických center. Podstatou metody jsou diagonální pohyby a prvky usnadňující kontrakci (Švestková et al., 2017).

Předmětem studie sice nebylo hodnotit účinky samotné pohybové terapie, nicméně jedna ze skupin podstoupila terapii pouze metodou PNF. Z mého pohledu by bylo zajímavé použít sEMG k měření vztahů mezi agonistickými a antagonistickými svaly a sledovat jejich vzájemné vztahy. V tom případě by byla uplatněna jedna z předností povrchové elektromyografie: možnost snímat více svalů najednou (také kapitola 2.1). Tímto způsobem by bylo možné zkoumat vzájemné vztahy mezi agonisty a antagonisty a tím získat komplexnější pohled na problém.

Chan et al. (2017) sice nezkoumali přímo konkrétní fyzioterapeutickou metodu, nicméně jejich předmětem zkoumání byl vliv aktivace hlubokého stabilizačního systému (HSSP) na aktivitu vybraných cviků zaměřených na kyčelní svalstvo. Pomocí sEMG byly

snímány oboustranně m. obliquus internus, horní porce m.gluteus maximus, spodní část m.gluteus maximus, m.gluteus medius a m.biceps femoris. MVC byla stanovena z výchozích poloh cviků a k ní procentuálně vztažena svalová aktivita při provedení cviků. Měření probíhalo se zvýšenou aktivitou HSSP (alespoň 20 % MVC) a bez zvýšené aktivity HSSP. Výsledkem byly vyšší hodnoty měřených svalů při zvýšené aktivitě HSSP.

Na pohyb v kyčelním kloubu má vliv koaktivace extenzorů páteře a nitrobřišního tlaku, na kterém se podílejí bránice, pánevní dno a břišní svalstvo, které vytvářejí pevný bod v bederní oblasti páteře a pánvi. Aktivita stabilizačních svalů v určitém segmentu ovlivňuje aktivitu jiných svalů, s jejichž úpony souvisí (Kolář, 2009).

Jaberzadeh et al. (2016) zkoumal vliv hloubky dřepu při valgózním, varózním a neutrálním postavení kolenního kloubu na poměr aktivity m.vastus medialis obliquus a m.vastus lateralis. Výzkum probíhal u asymptomatických probandů. Hodnoty EMG signálu byly zprůměrovány z 5 s trvajících izometrické kontrakce při 20°, 50° a 80° flexi kolenního kloubu u každé varianty dřepu. EMG signál byl normalizován vzhledem k zprůměrovaným hodnotám MVC. Poměr aktivace m.vastus medialis obliquus vzhledem k m.vastus lateralis byla vyšší při větší flexi kolenního kloubu (50° a 80°) u všech variant, ale zároveň m.vastus lateralis vždy vykazoval silnější aktivitu.

Z mého pohledu by bylo zajímavé srovnání poměru aktivity těchto svalů mezi zdravými a symptomatickými jedinci. Výsledky zmíněné práce si vysvětlují tím, že pro centrované postavení kolenního kloubu je potřebná vyšší aktivita m.vastus lateralis. Alespoň, co se týče zkoumaného pohybu.

Maximální hodnotu amplitudy zvolil pro vyhodnocení své práce Daly et al., (2019).

Daly et al. (2019) zkoumal 6 vybraných cviků a jejich vliv na aktivitu m.gluteus maximus a m.gluteus medius u dětí s dětskou mozkovou obrnou (DMO). Pomocí sEMG měřil výše uvedené svaly. K normalizaci EMG signálu použil maximální hodnotu amplitudy při testovaném pohybu (extenze kyčelního kloubu v leže na břiše a abdukce kyčelního kloubu v leže na boku). Dále zprůměroval naměřená maxima ze všech opakování každého cviku a porovnal je. Nejeftektivnější cviky z EMG dat byly mostění na jedné noze a výstupy na schod.

Problematika maximální amplitudy je uvedena v kapitole 2.5.1. Daly et al. (2019) Zprůměroval maximální hodnoty všech opakování určeného cviku a výsledné hodnoty srovnal.

Pro vyhodnocení své práce Tesio et al. (2017) zvolil parametr sEMG area. Tesio et al. (2017) zkoumal vliv chůze při 30° flexi v kyčelním a kolenním kloubu u hemiplegických pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP). Druhou skupinu tvořili zdraví probandi. SEMG měřila aktivitu svalů m.tibialis anterior, m.gastrocnemius lateralis, m.soleus, m.semitendinosus, m.gluteus maximus, m.vastus medialis a m.rectus femoris. Časový integrál byl zvolen na 0,08 s. Průměrné hodnoty byly vypočteny z šesti krokových cyklů. Skupina probandů po CMP vykazovala oproti zdravým probandům vyšší svalovou aktivitu.

Toto využití chůze Tesio et al. (2017) zmiňoval jako možné využití metody forced use (vynucené používání).

Metoda forced use vychází z poznatků, že např. hemiparetiční pacienti po CMP využívají spíše končetiny na nepostižené straně, což má negativní dopad na funkci postižených končetin. Při metodě forced use se zdravé končetiny většinou fixují a je kladen důraz na používání postižených končetin (Pavlů, 2003)

Počátek svalové aktivity byl hodnocen z časové složky EMG signálu. 4 z 5 vyhledaných prací se týkaly terapií na nestabilních plochách (Cheng et al. 2019, Akhbari 2007, Amandio et al. 2011 a Clark et al. 2005), Boucher et al. 2017 sledoval kompenzační a anticipační posturální adaptaci.

Akhbari et al. (2007) zkoumal účinky cvičení na nestabilní plošině Biodex u pacientů s chronickou nestabilitou kotníku. Pomocí SEMG měřil počátek svalové aktivity a čas od počátku svalové aktivity k dosažení maximální hodnoty amplitudy u mm.peronei, m.tibialis anterior a m.soleus na plošině umožňující náhlou změnu v postavení kotníku. Počátek reakční doby svalů byl stanoven vzhledem k změně postavení plošiny, Prahová hodnota, která určila, kdy se sval považoval za aktivní, byla určena jako trojnásobek směrodatné odchylky průměrné hodnoty základní linie, také byl stanoven čas, po který se musely hodnoty pohybovat nad prahovými hodnotami.

Clark et al. (2005) zkoumal účinky 4 - týdenního cvičebního programu na labilních plochách u pacientů s funkční nestabilitou kotníku. Prostřednictvím SEMG měřil počátek

svalové aktivity m.tibialis anterior a m.peroneus longus. Počáteční časový bod byl určen systémem, který zaznamenal, kdy se padací dvířka plošiny, na které se měření uskutečnilo, uvolnily a došlo ke změně polohy. Prahová hodnota určující počátek svalové aktivity byla zvolena jako dvojnásobek směrodatné odchylky základní linie EMG signálu. Nebyl stanoven časový rozsah, po který by se musely hodnoty pohybovat v nad prahových hodnotách.

Na rozdíl od předchozích prací, Amandio et al. (2011) zkoumal vliv terapie na nestabilních plochách u zdravých jedinců na svalstvo v oblasti hlezna. Měřené svaly prostřednictvím sEMG byly m.tibialis anterior, m.peroneus longus, m.peroneus brevis a m.gastrocnemius lateralis. Vyhodnocení terapie probíhalo na plošině, která simulovala podobný pohyb předcházející laterální distorzi kotníku. Elektrický signál platformy určil, kdy padací dvířka plošiny změnil sklon. Což byl časový bod, od kterého se počítala doba do počátku aktivace měřených svalů. Práh stanovující počátek svalové aktivity byl určen jako trojnásobek směrodatné odchylky základní linie probíhající po dobu alespoň 25 ms.

Cheng et al. (2019) zkoumal vliv neuromuskulární terapie (cvičení na nestabilních plochách) u dětí s vývojovou motorickou poruchou po dobu tří měsíců. K hodnocení použil dynamickou počítačovou posturografii, zároveň zaznamenával počátek svalové aktivity u svalů m.tibialis anterior, m.rectus femoris, mm.hamstringi a m.gastrocnemius pomocí sEMG. Jako počáteční časový bod byl použit pohyb plošiny přístroje, bod se určil pomocí akcelerometru. Jako Hodnota sEMG určující počátek svalové aktivity vybraných svalů byla stanovena jako dvojnásobek směrodatné odchylky z průměrné klidové hodnoty základní linie a čas 25 ms, po který se tato hodnota musel pohybovat. Výsledné měření nezaznamenalo žádné výrazné měření v časové aktivitě svalů.

Parametr EMG signálu počátek svalové aktivity je popsán v kapitole 2.5.1.

Cvičení na labilních plochách využívá např. metoda senzomotorické stimulace, která vychází z toho, že motorika je ovlivněna aferentními i eferentními vstupy. Využití nachází zejména v terapii funkčních poruch pohybového systému (FPPS). Snaží se využít aferentních vstupů z kožních exteroceptorů, kloubních a svalových proprioceptorů nebo hlubokých svalů nohy. Cíli terapie jsou např. zlepšení svalové koordinace, rychlejší svalová reakce nebo úprava poruch rovnováhy (Kolář, 2009).

Hluboké a taktilní čítí jsou pro senzomotoriku klíčové. U některých druhů polyneuropatií dochází ke ztrátě vibračního čítí, diskriminačního čítí, vnímání polohy kloubu nebo snížení šlachookosticových reflexů. Takto postižení pacienti mají výrazné obtíže „vnímat“ svět, pokud se vyloučí zraková kontrola. Naproti tomu lidé, kteří přišli o zrak, dokáží tento deficit kompenzovat daleko lépe prostřednictvím proprioceptivního a taktilního čítí (Kandel et al., 2021).

Boucher et al. (2017) zkoumal vliv 8 týdenního pohybového programu, který byl zaměřen na stabilizaci bederní páteře. Porovnával skupinu probandů s bolestí v dolní části zad se zdravou skupinou. Testovaný pohyb byla rychle provedená 60° flexe pravou horní končetinou a návrat do výchozí polohy. SEMG zvolil pro měření 10 trupových svalů. Časová aktivita těchto svalů byla měřena vzhledem k počátku aktivity m.deltoideus. Za anticipační posturální korekci byla považována doba 50 ms před aktivitou m.deltoideus. U probandů s bolestí zad došlo k její snížení, ale zároveň v porovnání se zdravou skupinou nevykazovali výrazně odlišné hodnoty z EMG.

Posturální kontrola zahrnuje automatickou posturální reakci, anticipační posturální korekci nebo senzomotorickou integraci tělesných segmentů. V závislosti na konkrétním úkonu jsou aktivovány svalové skupiny, které reagují na narušení rovnováhy nebo anticipují narušení rovnováhy (Kandel et al., 2021)

Z mého pohledu by bylo vhodnější pro testovaný pohyb zvolit nějakou běžnou denní činnost, např. chůzi. Usuzuji dle toho, co výše uvádí Kandel et al., (2021). Rychle provedená flexe horní končetiny není běžný pohyb, a proto je možné, že výsledky EMG měření neprokázaly výrazný rozdíl. Naproti tomu např. analýza chůze by mohla prokázat odlišnosti ve svalové aktivitě měřených svalů.

ZÁVĚR

Povrchová elektromyografie je metoda, která v sobě skýtá možnost získat informace, které jiné metody neumožňují. Poskytuje informace o tom, jak je sval řízen, umožňuje zachytit signály, které ovlivňují jeho funkci. Poskytuje jedinečné informace, které se v kombinaci s dalšími evaluačními metodami pohybového systému, doplňují a společně přináší komplexní pohled na pohybový systém a jeho řídicí složky.

Dle mého názoru je povrchová elektromyografie metodou s potenciálem stát se součástí klinické praxe do budoucna. V současné době se však potýká s mnoha limitujícími faktory, které jejímu využití v klinické praxi brání a je nutné je vyřešit. Nyní nachází uplatnění spíše ve výzkumu. Myslím si, že získaná data touto metodou mohou pozitivně ovlivnit průběh a cíle rehabilitačního procesu, ale cena za jejich získání je zatím až příliš vysoká. Problém vidím především v časové náročnosti, ale i vzdělání. Zisk ani interpretace výsledků nejsou jednoduché a je snadné při nich udělat chybu.

V této práci jsem se snažil zjistit, jaká data získaná povrchovou elektroterapií byla použita k hodnocení pohybové terapie. Nejčastěji hodnotili autoři ve vyhledaných pracích svalovou aktivitu prostřednictvím amplitudy EMG signálu, časovou souslednost zapojení svalů v daných podmínkách a jen v jednom případě jsem našel využití frekvenční složky, která se využívá především k hodnocení svalové únavy.

SEMG byla v mnoha vyhledaných pracích součástí dalších hodnotících metod a spoluutvářela komplexní pohled na interpretaci získaných výsledků. K měření a získání dat autoři použili různé strategie. Někteří autoři uváděli průběh měření a zpracování dat na základě konkrétních standardizovaných doporučení, které poskytuje např. ISEK nebo SENIAM. Jiní autoři neuváděli žádná doporučení. V současnosti neexistuje žádný jednotný systém, který by standardizoval poskytování informací o měření a zpracování EMG signálu. To pak vede ke snížení relevantnosti výsledků, a také k nemožnosti na výzkum navázat nebo jej zopakovat. I ve vyhledaných pracích byl tento problém viditelný. Ve dvou pracích byla zkoumána stejná metoda s odlišnými výsledky, ale ani v jedné z prací nebyl poskytnut dostatek informací, podle kterých by bylo možné výzkum zopakovat. Naproti tomu v jiných pracích byl zkoumán stejný parametr EMG signálu s odlišnou strategií. Ale bylo zřejmé, jak výzkum proběhl a jak byla data zpracována. Takto získaná data, i přes jejich možnou odlišnost, považuji za relevantnější, protože víme, jak byla získána a měření je možné zopakovat na základě poskytnutých dat.

Měření prostřednictvím EMG je zdánlivě jednoduché, ale je potřeba si položit správné otázky, zvolit vhodné podmínky, aby výsledky měření poskytnuly data, která povedou k požadovaným výsledkům. Za zásadní považuji dostatečnou znalost nervosvalového systému. Bez ní dle mého názoru nemůžeme vytvořit vhodné podmínky pro testování, a tím i relevantnost naměřených hodnot.

Dále si myslím, že sEMG přináší nejhodnotnější informace v dynamických podmínkách, což ale zároveň zvyšuje množství vstupních faktorů. V dynamickém prostředí se podmínky a vstupní faktory neustále mění, a proto je nutné je zaznamenat dalšími měřicími metodami a zohlednit. Přínos informací získaných ze sEMG při neměnných podmínkách považuji za komplikované a nepřínosné. Lze je získat jednodušeji pomocí ostatních měřících metod.

Tato práce mi přinesla mnoho podnětů, nových informací, zajímavých zdrojů a otázek, na které budu hledat dále odpovědi.

BIBLIOGRAFIE

- 1) AKHBARI, B., TAKAMJANI, IE., SALAVATI, M., SANJARI, MA. (2007). A 4-week biodex stability exercise program improved ankle musculature onset, peak latency and balance measures in functionally unstable ankles. *Physical therapy in sport* [online]. Vol. 8 (3). ISSN 1466-853X. [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.ptsp.2007.03.004.
- 2) ALARMO, R. A., CHISHOLM, A. E., WILLIAMS, A. M. M., CARPENTER, M. G., LAM, T. (2018). Overground walking with a robotic exoskeleton elicits trunk muscle activity in people with high-thoracic motor-complete spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. Vol. 15 (1). ISSN 17430003. [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-018-0453-0.
- 3) BOUCHER, Jean-alexandre, Richard PREUSS, Sharon M. HENRY, Marilee NUGENT a Christian LARIVIÈRE. Trunk postural adjustments: Medium-term reliability and correlation with changes of clinical outcomes following an 8-week lumbar stabilization exercise program. *Journal of Electromyography* [online]. 2018, 41, 66-76 [cit. 2022-03-30]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2018.04.006.
- 4) CLARK, VM., BURDEN, AM. (2005). A 4-week wobble board exercise programme improved muscle onset latency and perceived stability in individuals with a functionally unstable ankle. *Physical therapy in sport* [online]. Vol. 6 (4). ISSN 1466-853X. [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.ptsp.2007.03.004.
- 5) COLOMBO, Roberto, Vittorio SANGUINETI *Rehabilitation robotics: technology and application*. London: Academic Press, 2018. ISBN 978-0-12-811995-2
- 6) CRISWELL, Eleanor. *Cram's Introduction To Surface Electromyography, 2nd ed.* Sudbury, Massachusetts : Jones and Bartlett, 2011. ISBN 978-0-7637-3274-5.
- 7) ČIHÁK, Radomír, Rastislav DRUGA a Miloš GRIM. *Anatomie 3. 2., upr. a dopl. vyd.* Praha : Grada, 2004. ISBN 978-80-247-1132-4.
- 8) DALY, C., LAFFERTY, E., JOYCE, M., MALONE, A., (2019). Determining the most effective exercise for gluteal muscle activation in children with cerebral palsy

- using surface electromyography. *Gait and Posture* [online]. Vol.70. ISSN 0966-6362. [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.03.013.
- 9) DE LUCA, C., J., (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. Vol. 13(2), 135-163 [cit. 2022-03-30]. ISSN 10658483. Dostupné z: doi: 10.1123/jab.13.2.135
- 10) DE LUCA, C., J., KUZNETSOV, M., GILMORE L., D., ROY, S., H., (2011). Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: Reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions. *Journal of Biomechanics* [online]. Vol. 45(3), 555-651 [cit. 2022-03-30]. ISSN 18732380. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.11.010.
- 11) DIAS, Amândio, Pedro PEZARAT-CORREIA, José ESTEVES a Orlando FERNANDES. The influence of a balance training program on the electromyographic latency of the ankle musculature in subjects with no history of ankle injury. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2011, 12(2), 87-92 [cit. 2022-03-30]. ISSN 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2010.09.003.
- 12) DYLEVSKÝ, Ivan *Obecná kineziologie*. Praha : Grada, 2007. ISBN 987-80-247-1649-7.
- 13) FEGER, M. A., HART, J. M., SALIBA, S., HERTEL, J. (2018). Gait trainign for chronic ankle instability improves neuromechanics during walking. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. Vol. 36 (1). ISSN 07360266. [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: doi: 10.1002/jor.23639.
- 14) HUBER, J., KACZMAREK, K., LESZCZYNSKA, K. (2022). Post-Stroke Treatment with Neuromuscular Functional Electrostimulation of Antagonistic Muscles and Kinesiotherapy Evaluated with Electromyography and Clinical Studies in a Two-Month Follow-Up. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. Vol. 20 (1). ISSN 16617827. [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: doi 10.3390/ijerph19020964.
- 15) CHAN, Mandy K. Y., Alfred Y. S. LAI, Noble K. C. MAK, et al. The effects of therapeutic hip exercise with abdominal core activation on recruitment of the hip

- muscles. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2017, 18, 1-11 [cit. 2022-03-30]. ISSN 14712474. Dostupné z: doi:10.1186/s12891-017-1674-2.
- 16) CHENG, Y. T. Y., WONG, T. K. S., TSANG, W. W. N., SCHOOLONG, C. M., FONG, S. S. M., FONG, D. Y. T., CHUNG, J. W. Y. (2019). Neuromuscular training for children with developmental coordination disorder: A randomized controlled trial. *Medicine* [online]. Vol. 98 (45). ISSN 15365964. [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: doi: 10.1097/MD.00000000000017946.
- 17) CHU K. Samuel, Prakash JAYABALAN, Christopher J. VISCO. *McLean EMG guide, 2nd ed.* New York : Demos medical, 2019. ISBN: 978-0-8261-7213-6.
- 18) JABERZADEH, Shapour, Daniel YEO a Maryam ZOGHI. The Effect of Altering Knee Position and Squat Depth on VMO: VL EMG Ratio During Squat Exercises. *Physiotherapy Research International* [online]. 2016, 21(3), 164-173 [cit. 2022-03-30]. ISSN 13582267. Dostupné z: doi:10.1002/pri.1631.
- 19) KAMEN, Gary a David GABRIEL. *Essentials of electromyography, 2nd edition.* USA, Champaign : Human Kinetics, 2010. ISBN 978-0-7360-8550-2.
- 20) KANDEL R. Eric, John D. KOESTER, Sarah H.vMACK, Stevem A. SIEGELBAUM. *Principles of neural science 6th ed.* New York : McGraw Hill, 2021. ISBN 978-1-25-964224-1.
- 21) KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie.* Praha : Grada, 2011. ISBN 978-80-247-9528-7.
- 22) KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi.* Praha : Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- 23) KOLÁŘOVÁ, Barbora, Jiří STACHO, Martina JIRÁČKOVÁ, Petr KONEČNÝ a Lucie NAVRÁTILOVÁ. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci. 2., přepracované a doplněné vydání.* Olomouc : UPOL, 2019. ISBN 9788024454030.
- 24) KONRAD, Peter. *The ABC of EMG.* [online]. Noraxon, 2006 [cit. 30.3.2022]. Dostupné z: <https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>

- 25) KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc : UPOL, 2011. ISBN 978-80-244-2762-1.
- 26) LEWIT, Karel. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně. 5. přeprac. vyd.* Praha : Sdělovací technika, 2003. ISBN 80-86645-04-5.
- 27) LLUCH, Enrique, Jochen SCHOMACHER, Leonardo GIZZI, Frank PETZKE, Dagmar SEEGAR a Deborah FALLA. Immediate effects of active cranio-cervical flexion exercise versus passive mobilisation of the upper cervical spine on pain and performance on the cranio-cervical flexion test. *Manual Therapy* [online]. 2014, 19 (1), 25-31 [cit. 2022-03-30]. ISSN 1356689X. Dostupné z: doi:10.1016/j.math.2013.05.011.
- 28) MATTHEWS, Gary G. *Cellular Physiology of nerve and muscle, 4th ed.* Malden : Blackwell, 2003. ISBN 1-40510-330-2.
- 29) MCMANUS, L., G., DE VITO, M., M.M LOWERY. *Analysis and biophysics of surface EMG for physiotherapists and kinesiologists: Toward a common language with rehabilitation engineers* [online]. *Frontiers*, 2020. [cit. 2022-03-30]. Dostupné z: doi: 10.3389/fneur.2020.576729.
- 30) MERINEY D. Stephen, Erica E. FANSELOW. *Synaptic transmission*. London : Academic Press, 2019. ISBN: 978-0-12-815320-8.
- 31) MERLETTI, R., (1999). Standards for report EMG data. [online]. 1999, [cit. 2022-03-30]. dostupné z: <https://isek.org/wp-content/uploads/2015/05/Standards-for-Reporting-EMG-Data.pdf>
- 32) MERLETTI Roberto, Catherine DISSELHORST-KLUG, William ZEV RYMER. *Surface Electromyography: Barriers Limiting Widespread use of sEMG in Clinical Assessment and Neurorehabilitation*. [online]. *Frontiers*, 2021. [cit. 2022-03-30] ISBN 978-2-88966-616-4.
- 33) MERLETTI Roberto, Dario FARINA. *Surface electromyography physiology, engineering, and applications*. Hoboken : Wiley IEEE Press, 2016. ISBN: 978-1-118-98702-5.

- 34) ORENČÁK, R., JANIČKO, M., MACEJOVÁ, Ž., KASAKOVÁ, M., (2016). Hodnotenie elektrickej aktivity horných vlákien m. trapezius po aplikácii rôznych prostriedkov kinezioterapie a fyzikálnej terapie. *Rehabilitation & Physical Medicine* [online]. Vol. 23 (3). 162-167 ISSN 1211-2658. [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&an=118406323&scope=site>
- 35) PAVLŮ, Dagmar. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I: koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi*. 2. opr. Vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2003. ISBN: 80-7204-312-9.
- 36) PTASZKOWSKI, K., SLUPSKA, L., PAPROCKA-BOROWICZ, M., KOLCZ-TRZESICKA, A., ZWIERZCHOWSKI, K., HALSKA, U., PRZESTRZELSKA, M., MUCHA, D., ROSINCZUK, J. (2015). Comparison of the short-term outcomes after postisometric muscle relaxation or kinesio taping application for normalization of the upper trapezius muscle tone and the pain relief: a preliminary study. *Evidence-based Complementary and Alternative Medicine* [online]. Vol. 2015. ISSN 1741427X. [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: doi: 10.1155/2015/721938.
- 37) RICHARDS, Jim. *The Comprehensive textbook of clinical biomechanics, 2nd edition*. Philadelphia: Elsevier, 2018. 978-0-7020-7468-4.
- 38) RYCHLÍKOVÁ, Eva. *Manuální medicína, 5. rozšířené vydání*. Praha: Maxdorf, 2016. ISBN 978-80-7345-474-6
- 39) ROSINA, Jozef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Praha : Grada, 2006. ISBN 80-247-1383-7.
- 40) SABAH, Nassir H. *Neuromuscular Fundamentals, 1st ed*. Boca Raton : CRC Press, 2021. ISBN 978-1-003-02479-8.
- 41) SALADIN, Kenneth S. *Anatomy and physiology: the unity of form and function, 9th ed*. New York : McGraw-Hill, 2021. ISBN 978-1-260-25600-0.
- 42) SEIDL, Zdeněk. *Neurologie pro studium i praxi. 2., přeprac. a dopl. vyd. .* Praha : Grada, 2015. ISBN 978-80-247-5247-1.

- 43) SCHULER, Aurich, T., MÜLLER, R., VAN HEDEL, H., J. (2013). Leg surface electromyography patterns in children with neuro-orthopedic disorders walking on a treadmill unassisted and assisted by a robot with and without encouragement. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. Vol. 10 (1). ISSN 17430003. [cit. 2021–03–30]. Dostupné z: doi: 10.1186/1743-0003-10-78.
- 44) SIEGEL Alan, Hreday N. SAPRU. *Essential neuroscience, 3rd ed.* Philadelphia : Wolters Kluwer, 2015. ISBN 978-1-4511-8968-1.
- 45) SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka: překlad 8. německého vydání.* Praha : Grada, 2016. ISBN 978-80-247-4271-7.
- 46) ŠVESTKOVÁ, Olga, Yvona ANGEROVÁ, Rastislav DRUGA, Jan PFEIFFER a Jiří VOTAVA. *Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy.* Praha : Grada, 2017. ISBN 978-80-271-0084-2.
- 47) TESIO, L., ROTA, V., MALLOGGI, C., BRUGLIERA, L., CATINO, L. (2017). Crouch gait can be an effective form of forced-use /no constraint exercise for the paretic lower limb in stroke. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. Vol. 40 (3). ISSN 03425282. [cit. 2021–03–30]. Dostupné z: doi: 10.1097/MRR.0000000000000236.
- 48) VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy.* Vyd. 2. Praha : Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- 49) YOON, H. S., YOU, J., H. (2017). Reflex mediated dynamic neuromuscular stabilization in stroke patients: EMG processing and ultrasound imaging. *Technology and Health Care* [online]. Vol. 25 (S1). ISSN 09287329. [cit. 2021–03–30]. Dostupné z: doi: 10.3233/THC-171311.
- 50) ZOU, C-J., LI, J.H., WU, F.-C., LI, Y.-Z., PAN, H.-Y., WE, T. (2021). The effects of core stability training in nurses with nonspecific low back pain. *Medicine* [online]. Vol. 100 (25). ISSN 15365964. [cit. 2021–03–30]. Dostupné z: doi: 10.1097/MD.00000000000026357.