

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Marie Tyburcová

**Využití přístroje OhmTrak v autoterapii
pacientů s vertebrogenním algickým
syndromem**

Diplomová práce

Praha 2022

Autor práce: **Bc. Marie Tyburcová**

Vedoucí práce: **prof. MUDr. Alena Kobesová, Ph.D.**

Oponent práce: **MUDr. Jakub Jačisko**

Datum obhajoby: **2022**

Bibliografický záznam

TYBURCOVÁ, Marie. Využití přístroje OhmTrak v autoterapii pacientů s vertebrogenním algickým syndromem. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2022. 80 s., přílohy. Vedoucí diplomové práce prof. MUDr. Alena Kobesová, Ph. D.

Abstrakt

Úvod: Porucha trupové stabilizace je častou příčinou bolestí zad (chronic low back pain = CLBP). Zlepšení trupové stabilizace může zmírnit bolesti páteře.

Cíl: Zjistit efekt přístroje OhmTrak (OT) při nácviku trupové stabilizace dle Dynamické Neuromuskulární Stabilizace (DNS) u pacientů s CLBP.

Metodika: Jednostranně zaslepená randomizovaná klinická studie. Vyšetřující nevěděl, do jaké skupiny proband patří. 20 pacientů s CLBP bylo náhodně rozděleno do 2 skupin. 10 pacientů zařazených do experimentální skupiny podstoupilo šestitýdenní ambulantní rehabilitaci 1x týdně pod vedením fyzioterapeuta se zaměřením na nácvik optimální stabilizace trupu podle konceptu DNS. Pacienti byli edukováni v autoterapii s přístrojem OT, kterou prováděli 15 minut 5x týdně. Pacienti kontrolní skupiny podstoupili stejný rehabilitační program o stejné délce a frekvenci. Autoterapii prováděli doma bez přístroje OT. Před začátkem a na konci terapie všichni pacienti obou skupin podstoupili vyšetření schopnosti aktivovat břišní stěnu pomocí přístroje DNS Brace. Pro subjektivní hodnocení bolesti CLBP vyplnili všichni pacienti na začátku a na konci studie dotazník Oswestry Disability Index (ODI)

Výsledky: Po ukončení intervence nebyla identifikována signifikantní změna ve schopnosti aktivovat břišní stěnu ani u kontrolní ani u experimentální skupiny. U skupiny experimentální došlo ke statisticky významnému snížení bolesti hodnocené pomocí ODI ($p=0.004$), u skupiny kontrolní bylo zlepšení na hranici statistické významnosti ($p=0.050$).

Závěr: Pilotní studie potvrzuje pozitivní efekt stabilizačního cvičení dle konceptu DNS na bolest u pacientů s CLBP, a to zejména při využití pomůcky OT v rámci autoterapie. Šestitýdenní DNS terapie s autoterapií neměla signifikantní vliv na schopnost aktivovat břišní stěnu. Významným limitem studie je malý počet probandů v obou skupinách.

Klíčová slova

Dynamická neuromuskulární stabilizace, DNS, chronické bolesti bederní páteře, OhmTrak, Ohm Belt, tlakový senzor, biofeedback

Bibliography

TYBURCOVÁ, Marie. The use of OhmTrak device in self-treatment of patients with chronic low back pain. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2022. 80 p., annexes. Supervisor prof. MUDr. Alena Kobesová, Ph. D.

Abstract

Introduction: Impaired trunk stabilization is a frequent cause of chronic low back pain (CLBP). Trunk stabilization training can reduce back pain.

Aim: To determine the effect of the OhmTrak (OT) trunk stabilization training device following Dynamic Neuromuscular Stabilization (DNS) principles in patients with CLBP.

Methods: A single-blind randomized clinical trial. The investigator did not know to which group the participant belonged. 20 patients with CLBP were randomly divided into 2 groups. 10 patients included in the experimental group underwent six-week DNS training focusing on optimal trunk stabilization. The participants had a treatment session with a physiotherapist once a week. Experimental group patients were educated in self-treatment with the OT device which they performed for 15 minutes 5 times a week. The control group patients (n=10) underwent the same rehabilitation program of the same duration and frequency including the self-treatment. Control group participants performed self-treatment without the OT device. Before the start and at the end of the 6 weeks therapy program the ability to activate the abdominal wall was assessed using DNS Brace device in all participants from both groups. All patients from both groups completed the Oswestry Disability Index (ODI) questionnaire at the beginning and at the end of the study to evaluate subjective pain perception.

Results: After the end of the 6 weeks therapy program no significant change in the ability to activate the abdominal wall was identified both in the control and the experimental groups. In the experimental group statistically significant pain reduction was identified using the ODI ($p=0.004$). In the control group the improvement was statistically borderline ($p=0.050$).

Conclusion: The pilot study confirms positive effect of DNS stabilization exercises on pain in patients with CLBP, especially when using the OT device as a part of self-treatment. Six-week DNS treatment with self-treatment had no significant effect on the

ability to activate the abdominal wall. The small number of participants is the major limit of this study.

Keywords

Dynamic neuromuscular stabilization, DNS, chronic low back pain, OhmTrak, Ohm Belt, pressure biofeedback

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením prof. MUDr. Aleny Kobesové, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 10. 8. 2022

Bc. Marie Tyburcová

Poděkování

Ráda bych poděkovala všem, kteří se svou pomocí podíleli na tvorbě mé diplomové práce. V první řadě mé vedoucí práce prof. MUDr. Aleně Kobesové, Ph.D. za odborné vedení a všestrannou pomoc. Velký dík patří také MUDr. Jakobovi Jačiskovi za ochotu při měření všech probandů. Ráda bych také poděkovala všem rehabilitačním lékařům a fyzioterapeutům, kteří se do výzkumu zapojili. V neposlední řadě děkuji všem pacientům za účast, rodině a přátelům za podporu a povzbuzení při tvorbě diplomové práce.

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK	11
ÚVOD.....	13
1 VERTEBROGENNÍ ALGICKÝ SYNDROM	14
2 POSTURA	16
2.1 POSTURÁLNÍ STABILITA	16
2.2 POSTURÁLNÍ STABILIZACE	17
2.3 POSTURÁLNÍ REAKTIBILITA	17
3 STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE.....	19
3.1 AKTIVNÍ MUSKULOTENDINÓZNÍ SUBSYSTÉM.....	20
3.1.1 Bránice a břišní svaly.....	21
3.1.2 Svalstvo kolem páteře.....	21
3.2 PASIVNÍ SUBSYSTÉM	22
3.3 NERVOVÝ SUBSYSTÉM	22
4 NITROBŘIŠNÍ TLAK	24
4.1 ROLE SVALSTVA PŘI TVORBĚ IAP	25
4.2 VLIV IAP NA STABILIZACI PÁTEŘE.....	26
5 DYNAMICKÁ NEUROMUSKULÁRNÍ STABILIZACE.....	28
6 OBJEKTIVIZACE POSTURÁLNÍCH FUNKCÍ	30
6.1 PŘÍSTROJ DNS BRACE	30
6.2 JINÉ MĚŘENÍ IAP.....	31
6.2.1 Měření IAP pomocí gastrické sondy.....	31
6.2.2 Měření IAP pomocí anorektální nebo vaginální sondy.....	31
6.2.3 Měření IAP v močovém měchýři pomocí Foleyova močového katetru	32
6.3 ELEKTROMYOGRAFIE	32
6.4 ULTRAZVUK.....	33
6.5 TLAKOVÝ BIOFEEDBACK (PRESSURE BIOFEEDBACK UNIT).....	33
7 SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ OBTÍŽÍ PACIENTA S CLBP.....	34
7.7 INDEX PRACOVNÍ NESCHOPNOSTI OSWESTRI.....	34
7.8 DALŠÍ ŠKÁLY	34
7.8.1 Dotazník nezpůsobilosti podle Roland-Morrise	34
7.8.2 Numerická škála intenzity bolesti	34
7.8.3 Vizualní analogová škála	34
8 BIOFEEDBACK JAKO POMŮCKA PRO PACIENTY.....	35
8.1 PŘÍSTROJ OHMTRAK	35
8.2 DALŠÍ ZAŘÍZENÍ VYUŽÍVAJÍCÍ BIOFEEDBACK.....	37
8.2.1 Přístroj Lumo Lift.....	37
8.2.2 Přístroj Upright Go	37
8.2.3 Přístroj Prana	38
8.2.4 Přístroj Respa.....	39
9 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY.....	40
9.1 HYPOTÉZY	40
9.1.1 Hypotéza 1	40
9.1.2 Hypotéza 2.....	40
10 METODIKA.....	41
10.1 CHARAKTERISTIKA PROBANDŮ	41
10.1.1 Inkluzivní kritéria	41
10.1.2 Exkluzivní kritéria	41

10.2	PRŮBĚH AMBULANTNÍ FYZIOTERAPIE A INSTRUKTOŘI DNS.....	42
10.3	PRŮBĚH MĚŘENÍ PŘÍSTROJEM DNS BRACE	43
10.4	MOTIVACE A ZPĚTNÁ VAZBA.....	44
10.5	POSTUP PŘI ZPRACOVÁNÍ VÝSLEDKŮ.....	44
10.6	STATISTICKÁ ANALÝZA DAT	45
11	VÝSLEDKY	47
11.1	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE 1	47
11.1.1	Další zpracování výsledků k hypotéze 1.....	47
11.2	VÝSLEDKY K HYPOTÉZE 2.....	51
DISKUZE	DISKUZE	55
11.3	LIMITY A DOPORUČENÍ PRO DALŠÍ VÝZKUM	58
ZÁVĚR	ZÁVĚR	61
REFERENČNÍ SEZNAM	REFERENČNÍ SEZNAM	62
SEZNAM OBRÁZKŮ	SEZNAM OBRÁZKŮ	77
SEZNAM GRAFŮ	SEZNAM GRAFŮ	78
SEZNAM TABULEK.....	SEZNAM TABULEK.....	79
SEZNAM PŘÍLOH.....	SEZNAM PŘÍLOH.....	80
PŘÍLOHY	PŘÍLOHY	81

SEZNAM ZKRATEK

CLBP chronic low back pain

(chronický vertebrogenní algický syndrom bederní páteře)

CNS centrální nervový systém

CT computed tomography

(počítačová tomografie)

DNS dynamická neuromuskulární stabilizace

EMG elektromyografie

ES erector spinae

(autochtonní zádové svaly)

IAP intraabdominal pressure

(nitrobřišní tlak)

LD latissimus dorzi

(široký sval zádový)

m. musculus

(sval)

MRI magnetic resonance imaging

(magnetická rezonance)

ODI Oswestri Disability Index

OT OhmTrak (Ohm Belt)

OI m. obliquus internus abdominis

(zevní šikmý sval břišní)

OE m. obliquus externus abdominis

(vnitřní šikmý sval břišní)

PBU Pressure biofeedback Unit

(tlakový biofeedback)

- RA m. rectus abdominis
(přímý sval břišní)
- TrA m. transversus abdominis
(příčný sval břišní)
- UZ ultrazvuk
- QL m. quadratus lumborum
(čtyřhranný sval bederní)

ÚVOD

Chronické bolesti bederní páteře postihují jedince všech věkových kategorií s roční incidencí 15 až 45 %, celoživotní pak 60 až 90 % (Hakl, 2018). Navzdory pokroku nových diagnostických přístupů, screeningových metod, i nových cílenějších přístupů, zůstává léčba pro klinické lékaře i fyzioterapeuty stále velkou výzvou (Vlaeyen, 2018). Pod pojem vertebrogenní algický syndrom totiž můžeme zařadit široké spektrum pacientů s multikauzální etiologií, jejichž klinické obrazy často již sekundárně změněného pohybového aparátu jsou nadmíru pestré. Když vezmeme v potaz fakt, že bolest je výrazně subjektivní a interindividuální vjem, dojdeme k závěru, že dva totožní pacienti prakticky neexistují (Mokhtarzadeh, 2012a; Borestein, 2012).

Přibližně 90 % chronických bolestí bederní páteře bývá nespecifických s nejčastější příčinou dysfunkce trupového svalstva (Zhang, 2021; Kahere, 2020). Vlivem svalové dysbalance totiž dochází mezi jednotlivými segmenty k hypermobilitě, nebo k abnormálně sníženému rozsahu. To následně vede k útlaku nervových tkání, případně deformaci pasivních komponent jako jsou ligamenta, kloubní pouzdra či obratlová těla včetně meziobratlových disků. Všechny tyto struktury obsahují množství nociceptorů, které vysílají aferentními vlákny informace do CNS, kde jsou interpretovány jako bolest. Při přetrvávajícím nociceptivním dráždění pak vzniká bolest chronická. Pacienti s chronickou bolestí bederní páteře mají také zhoršenou propriocepci, což vede k opožděné a zhoršené posturální reakci na náhlou destabilizaci postury. S nedostatečnou posturální stabilitou tak vzrůstá pravděpodobnost další traumatizace struktur bederní páteře (Brumagne, 2000; Gill, 1998; Vacek, 2011; Panjabi, 1992a).

Pozitivní vliv na úlevu od bolestí má posílení hlubokých stabilizátorů páteře a zajištění jejich koordinace v souhře s bránicí, ventrální muskulaturou a pánevním dnem (Chang, 2015; Kolář, 2005). V praxi se však často setkáváme s tím, že je takové cvičení pro pacienty těžko uchopitelné. Pacienti potřebují opakované korekce a zpětnou vazbu od svých terapeutů, což je skutečnost, kterou bychom se v rámci autoterapie měli snažit spíše eliminovat. Tuto zpětnou vazbu jsme tak v autoterapii poskytli jedné skupině probandů pomocí přístroje OhmTrak. Cílem této práce bylo porovnat v odstupu 6 týdnů, zda probandi s přístrojem OhmTrak, který monitoruje schopnost aktivace břišní stěny a nepřímo tak troupovou stabilizaci, dosahovali v terapii lepších výsledků než probandi bez možnosti zpětné vazby.

1 VERTEBROGENNÍ ALGICKÝ SYNDROM

Zkoumání bolestí páteře sahá až do starověkého Egypta, Řecka a Říma do období asi 460 let před Kristem, kdy proslulí Hippokrates a Galén, zakladatelé moderní lékařské vědy, popsali základní anatomii páteře a její patologie. Kromě zlomenin obratlových těl a jejich dislokací popsali i herniaci disku nebo jiné deformity (Oxland, 2015). Dnes je vertebrogenní problematika prostudována do větších detailů. Mezi vertebrogenní obtíže řadíme poranění ligament nebo svalů, protruze či výhřez meziobratlové ploténky, anatomické anomálie, spinální stenózu, systémové infekční nebo onkologická onemocnění, viscerální onemocnění a další (Kolář, 2006).

Chronický vertebrogenní algický syndrom charakterizuje přítomnost symptomů, zejména bolesti po dobu alespoň tři měsíce. Bolest je často nespecifická s multifaktoriální etiologií zahrnující faktory individuální, psychologické i socio – profesní (Rozenberg, 2008).

Jedná se o celosvětově invalidizující onemocnění postihující dospělé v produktivním věku. Největší nárůst je pozorován mezi 40. a 50. rokem života (Mattiuzzi, 2020). U pracující populace se zhoršují potíže po 10-12 letech od začátku zaměstnání. Bolesti se objevují často v souvislosti se zvedáním těžkých břemen, častým ohýbáním, otáčením nebo při dlouhodobé nepříznivé pracovní poloze či celkové vysoké zátěži (Laštovková, 2015; Boriková, 2015). Z posledních dostupných statistik z České republiky (rok 2014) má dlouhodobé problémy s bolestí bederní páteře 21,3 % respondentů, což je skoro ¼ obyvatel. Řadí se tak po hypertenzi jako druhé nejčastější civilizační onemocnění (Daňková, 2017).

Je důležité poznamenat, že bolest bederní páteře se manifestuje z mnoha různých příčin, a často se nemusí shodovat strukturální nálezy s mírou obtíží nebo neurologickým nálezem. Páteř je velmi specifická anatomická i funkční jednotka. Zatímco u kolenního nebo kyčelního kloubu se nemusí se stárnutím objevit degenerativní změny u všech osob, u páteře s vysokou pravděpodobností budou. Kromě toho jen málo pacientů s těžkou gonartrózou nebo koxartrózou je bez příznaků, ale asymptomatických pacientů s obrazem těžkých degenerativních změn na páteři je mnoho (Szpalski, 2003).

Boden uvádí studii 67 asymptomatických jedinců, kteří nikdy netrpěli bolestí zad. Přibližně u třetiny z nich byla na magnetické rezonanci zjištěna podstatná abnormalita

jako spinální stenóza nebo herniace meziobratlového disku. Nad to u všech osob starších šedesáti let kromě jednoho se vyskytly degenerativní změny na bederní páteři nebo bulging disku (Boden, 1990). Chadha, Srivastava a Kumar zkoumali degenerativní změny u 50 mladších asymptomatických jedinců ve věku 15-30 let, u 56 % byly nalezeny na MRI změny ve smyslu herniace, prstencové trhliny nebo degenerace nukleus pulposus. Z toho u dvanácti z nich na dvou úrovních a u tří dokonce na třech úrovních (Chadha, 2022). Fushimi a Yuki porovnávali nálezy spinální stenózy na magnetické rezonanci s klinickými symptomy u 239 dobrovolníků. Došli k závěru, že pouze nejzávažnější spinální stenóza byla spojena s typickými symptomy, nikoliv však všechny případy s typickými symptomy byly způsobeny těžkou spinální stenózou (Fushimi, 2021).

Z toho je patrné, že se nelze spokojit se strukturálním nálezem jako příčinou zdravotních problémů. Kromě toho se vyskytují také symptomatictí pacienti, kteří pociťují bolesti zad, avšak nemají žádný morfologický nález na zobrazovacích metodách. Tato bolest bederní páteře je nazývána nespecifickou nebo také idiopatickou (Kolář, 2006).

Při pohledu na bolest bederní páteře, její diagnostiku a následně terapii musíme brát v úvahu také schopnost spontánního zlepšení symptomů nebo dokonce vymizení strukturálních nálezů. O tom pojednává hned několik studií popisujících regresi nebo dokonce vymizení herniací meziobratlových disků (Hu, 2021; Naidoo, 2021; Martínez-Quiñones, 2010). Tato regenerace vzniká střídavým zatěžováním meziobratlových plotének i při běžných denních činnostech prostřednictvím mechanotransdukce, kdy v závislosti na velikosti, frekvenci a délce trvání zátěže mohou fyzikální síly pozitivně nebo negativně ovlivnit metabolismus buněk. Z výzkumů *in vitro* explantátů disku vyplývá, že fyzikální síly o nízké frekvenci a střední velikosti umožňují anaboličnou stimulaci těchto buněk (Martin, 2017).

Otázkou zůstává, čím je způsobeno, že se u některých symptomatických pacientů se strukturálním nálezem setkáváme a u jiných ne. Stejně tak i proč u některých pacientů dochází k spontánnímu uzdravení a jiní musí podstoupit chirurgickou léčbu. V souvislosti s tím se uvažuje o funkčních změnách pohybového aparátu způsobené změněnou senzomotorickou kontrolou. Tyto změny pak mohou vést ke snížené posturální stabilitě a zvýšenému potenciálu pro další pasivní poškození tkání (Kolář, 2005).

2 POSTURA

Pro vysvětlení pojmu posturální stabilita, je vhodné vysvětlit pojem postura. Postura je základní lidskou funkcí, která obvykle vyžaduje minimální vědomí, zahrnuje principy biomechaniky a sil působících na lidské tělo (Martin, 1977). Véle definuje posturu jako aktivní udržování určité polohy (Véle, 1995). Nejde o synonymum stoje na dvou končetinách, ale o nutnou součást chůze a další lokomoce. Nelze opomenout známý citát od Magnuse „posture follows movements like a shadow“. Setkáváme se pak s pojmem atituda (postoj), kdy se postura nastavuje tak, aby bylo možné provést plánovaný pohyb. Postura tak zůstává základní podmínkou pro vykonání pohybu (Čápková, 2016; Vařeka, 2002).

2.1 Posturální stabilita

Jak už bylo výše zmíněno, na posturální stabilitu se pohlíží také jako na senzomotorickou kontrolu, kdy každý pohyb, ale i pouhá přítomnost v gravitačním poli je složitým procesem, který je zpracováván a řízen centrálním nervovým systémem. Podle Vojty je posturální aktivita geneticky determinované vyvážené a automaticky řízené držení těla (Vojta, 2010). Vařeka posturální stabilitu definuje jako schopnost zajištění vzpřímeného držení těla a reakce na změny vnějších a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nekontrolovatelnému pádu (Vařeka, 2002).

Na stabilitu mají vliv faktory biomechanické i neurofyziologické. Do biomechanických řadíme mimo jiné velikost opěrné plochy, opěrnou bázi a těžiště. Opěrnou plochou rozumíme podložku, která je v kontaktu s tělem. Opěrnou bázi pak celou oblast ohraničenou nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy. Aby byl člověk ve statické poloze (např. stojí) stabilní, musí se těžiště neustále promítat do opěrné báze. Naopak během dynamického pohybu (např. chůze) nemusí vektor tíhové síly směřovat do opěrné báze. Pro udržení stability během chůze je nutné, aby se do opěrné báze promítaly výslednice zevních sil, kterými jsou gravitační síla, setrvačnost, třecí síla, reakční síla apod (Kolář, 2012).

Stabilita je rozhodující pro to, aby páteř byla schopna plnit své funkční cíle, včetně schopnosti páteře snášet zátěž a umožňovat pohyb a zároveň se vyhnout bolesti a zranění (Reeves, 2007).

2.2 Posturální stabilizace

Vzpřímené držení těla zajišťuje svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem. Prostřednictvím koordinované souhry mezi agonisty a antagonisty umožňuje posturální stabilizace v dané poloze vzdorovat gravitační síle. Díky tomu dochází ke zpevnění jednotlivých segmentů, schopnosti vzpřímeného držení a lokomoce. Aktivace svalů břicha a hrudníku pomáhá páteři podepřít tělo a poskytuje pevnou základnu pro činnost končetin. Předozadní stability trupu je dosaženo vyváženou aktivitou mezi přední flexorovou skupinou trupu a extenzory zad. Při stabilizaci páteře se kontrahuje bránice a *centrum tendineum* klesá kaudálně. Bránice tlačí obsah břišní dutiny, čímž zvyšuje nitrobřišní tlak. Na změnu IAP přispívá i synchronní aktivita pánevního dna (Kolář, 2012).

Beninghoff (1944) přirovnává princip dynamické stability páteře k principu, jaký zajišťuje stabilita stěžně lodi. Ukotvení stěžně lodi přirovnává k pevnému spojení páteře s pánví. Příčná ráhna zpevněná takeláží pak k ramennímu pletenci a žebrům zpevněnými systémem svalů a fascií, které spojují ramenní pletenec s pánví a postupují až na dolní končetiny (Véle, 1995). Na obrázku níže je pro naši představu Beninghoffova modelu zobrazena jednoduchá Kyrénská loď.



Obr. č. 1: Kyrénská loď (Sikorska, 2022)

2.3 Posturální reaktibilita

Posturální reaktibilita je termín používaný v souvislosti s vyšetřením polohových reakcí u dítěte. Při provedení náhlé změny polohy dítěte (provokačním manévru), dochází

k podráždění CNS a provokují se motorické odpovědi specifické pro každou polohovou reakci a věk dítěte. Na základě vyšetření posturálních reakcí lze určit, zda se dítě vyvíjí fyziologicky, popř. stanovit přítomnost a míru postižení (Skaličková-Kováčiková, 2017). Toho chceme využít i u dospělých, kde nelze z praktických důvodů provádět polohové reakce, nicméně schopnost reakční stabilizační funkce zůstává. Posturální reaktivita je děj automatický a mimovolní. Za fyziologické situace dochází při každém pohybu k tvorbě svalové síly potřebné k překonání odporu. Pro provedení cíleného izolovaného pohybu je nutné zajistit stabilitu kloubu v úponové oblasti svalů provádějících pohyb. Tuto zpevněnou úponovou část svalů nazýváme *punctum fixum*, část svalů provádějících pohyb pak *punctum mobile*. Například pro provedení flexe v kyčelním kloubu se aktivují také břišní svaly, svaly páteře a pánve. Svou aktivitou tyto svaly stabilizují úpony flexorů kyčelního kloubu a tvoří tím *punctum fixum*, díky čemuž je možné daný pohyb provést (Kolář, 2012).

Pokud dochází k porušenému náboru svalů páteře a trupu a schopnosti reagovat na vnější podněty vzniká nadměrné zatížení některých segmentů a posturální nestabilita. Objevují se funkční změny, které vedou k opakovanému přetěžování a vzniku obtíží. Z funkční poruchy se postupem času stává porucha s anatomickým nálezem na zobrazovacích metodách (Kolář, 2012).

3 STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE

Již v roce 1992 popsal Panjabi stabilizační systém páteře jako *tři* vzájemně se ovlivňující subsystémy, které spolupracují na zpevnění páteře a její schopnosti přizpůsobit se změnám statickým i dynamickým. *Pasivní subsystém* (např. vazy) vyvíjí reaktivní síly, které brání pohybu páteře až ke konci rozsahu pohybu. U malého rozsahu funguje ligamentózní systém spíše jako snímač pro měření poloh a pohybu obratlů než jako stabilizátor. Pojem „pasivní“ má vyjadřovat neschopnost produkovat pohyb, avšak v aferentaci hraje podstatnou roli. *Aktivní subsystém* (muskulotendinózní) vytváří síly působící na páteř, a tím má schopnost aktivně udržovat dané segmenty stabilní. Podílí se také na aferentaci, kdy velikost síly je snímána přes svaly i šlachy. Konečně *nervový subsystém* jako řídicí jednotka přijímá informace z různých snímačů, upravuje individuální svalové napětí jednotlivých svalů, a tím udržuje specifické požadavky na stabilitu páteře. Při normálním zatížení a bez strukturální poruchy jsou jednotlivé subsystémy vysoce koordinované a optimalizované (Panjabi, 1992a).

Funkční propojení jednotlivých subsystémů potvrdil i Solomonow a jeho kolegové, kteří provedli experimentální studii, která hodnotila vztah mezi aktivním, pasivním a nervovým systémem. Výzkum byl proveden jak u zvířecích modelů, tak u dobrovolníků podstupujících operaci páteře. Solomonow zjišťoval, zda při podráždění supraspinálního ligamenta elektrickou stimulací dojde ke změnám v elektrické aktivitě *mm. multifidii*. Autoři práce došli k závěru, že existuje přímý vztah mezi mechanoreceptory v supraspinálním vazy a *mm. multifidi* – při deformaci nebo změně napětí supraspinálního vazy docházelo k několikanásobnému zvýšení elektrické aktivity na EMG. Tato aktivita byla v menší míře přítomna i v sousedních kranálních a kaudálních segmentech páteře. Po imobilizaci libovolných dvou obratlů vzrostla aktivita v alespoň jednom ze sousedních segmentů tak, že byla srovnatelná s aktivitou v segmentu, který byl drážděn elektrickou stimulací (Solomonow, 1998).

Existuje tzv. funkční rezerva, kdy jsou jednotlivé systémy schopny vzájemně do určité míry kompenzovat dysfunkci v určitém subsystému. Při rozsáhlejší dysfunkci tuto schopnost ztrácí a mohou vzniknout akutní nebo chronické problémy jako například bolesti bederní páteře (Panjabi, 1992a).

V souvislosti s nestabilitou segmentu zmiňuje Panjabi také koncept neutrální zóny, jedná se o prostor před dosažením fyziologické bariéry a představuje malý rozsah pohybu obratle, kterému je kladen minimální odpor tkání. Při nestabilitě segmentu se neutrální zóna rozšiřuje a ztrácí mechanickou oporu (Panjabi, 1992b). U nás se častěji, než pojem neutrální zóna používá pojem centrované postavení. Kolář (2012) za centrované postavení považuje „takové postavení kloubu, kdy jsou kloubní plochy v maximálním kontaktu a síly působící na kloub jsou na kloubní plošky rovnoměrně rozloženy.“ A dodává, že „v tomto postavení jsou kloubní pouzdra a kloubní vazy v minimálním napětí“. Janda zmiňuje, že základem pro terapii i prevenci je dosažení optimálních statických a dynamických poměrů v celém pohybovém aparátu, čehož lze dosáhnout zachováním ideálního rozložení tlaků na kloubní plošky, tak jak to odpovídá kostní architektonice (Suchomel, 2006).

3.1 Aktivní muskulotendinózní subsystém

Svalový aparát je pro stabilitu páteře klíčový. Experimentálně bylo dokázáno, že páteř bez svalů kolabuje při vnější zátěži pouhých 100 N a schopnost páteřního systému nést vysokou fyziologickou zátěž je především v důsledku aktivace okolních svalů (Daggfeldt, 1997). Důležitost toho subsystému se ještě zvýrazní, víme-li, že páteř *in vivo* může být vystavena přibližně 6000 N při náročných každodenních činnostech (McGill, 1986) a dokonce až 18 000 N při závodním zvedání těžkých vah (Cholewicki, 1991). Další roli hraje také v ochraně pasivního systému před poškozením. K poškození ligament může dojít již v přítomnosti dvou stupňové rotace bederního obratle (Gracovetsky, 1985).

Podle Bergmarka lze svaly trupu lze rozdělit na povrchové globální a hluboké lokální. Mezi hluboké řadí všechny svaly, které začínají nebo se upínají na obratle kromě *m. iliopsoas*. Podle této klasifikace hluboké svaly slouží zejména k udržování stability, protože při jejich kontrakci dochází k minimální změně délky. Hlavní úlohou je nastavení jednotlivých segmentů vůči sobě, čímž dojde k zajištění centrovaného postavení. Ze svalů v oblasti bederní páteře jsou jako hluboké svaly nejvíce diskutovány *m. transversus abdominis (TrA)* a *mm. multifidii*. TrA však příliš intersegmentální průběh nesplňuje, avšak velkou roli se na stabilizaci podílí přes thoracolumbální fascii (Bergmark, 1989; Suchomel, 2006).

Janda rozděloval svaly na 2 skupiny podle tendence ke zkrácení nebo naopak k oslabení na „tonické“ a „fázické“. Posturální funkci však mají obě skupiny. Kvalita je dosažena tím, jakým způsobem jsou schopny spolupracovat v rámci globálního modelu (Suchomel, 2006).

Stabilizační svaly musí působit ve vzájemné souhře, aby zajistily stabilní základnu pro trup a končetiny a zároveň došlo k přenosu sil na dolní část těla při činnostech každodenního života. Tyto svaly mohou přispívat ke stabilitě buď tím, že fungují jako různě dlouhá lana korigující ohýbání páteře nebo zvyšující nitrobřišní tlak. Obvykle svaly v oblasti břicha působí na zvýšení nitrobřišního tlaku (IAP), zatímco svaly okolo páteře působí jako lana stabilizující páteř (Cholewicki, 1999).

3.1.1 Bránice a břišní svaly

Bránice je dvoukopulovitý sval, který se skládá z ploché horizontálně orientované šlašité části *centrum tendineum* a k němu vertikálně orientovaných svalových vláken. Vlákná se upínají na dolní čtyři žebra, páteř v oblasti Th-L přechodu a hrudní kost v oblasti *processus xiphoideus* (Čihák, 2001-2004). V lidském organismu sehrává několik funkcí. Kromě toho, že odděluje hrudní a břišní dutinu, jedná se o hlavní inspirační sval, má také funkci posturální a sfinkterovou. Svou roli ale hraje i při defekaci, usilovné mikci a při porodu (Kolář, 2012).

Bránice se spolu s břišním svalstvem významně podílí na posturální stabilizaci, která je těsně provázána s funkcí respirační. I když by se zdálo, že bránice a břišní svalstvo jsou z hlediska respirační funkce vzájemní antagonisté, pracují i synergisticky. Bez aktivity břišních svalů by byla bránice méně účinná. Během nádechu klesá *centrum tendineum* bránice kaudálně, čímž se zvětšuje vertikální průměr hrudníku a dochází ke stlačování dutiny břišní. Zároveň dochází k excentrické aktivaci břišní stěny, pánevního dna a zadních svalových stabilizátorů. Bez účasti těchto svalů by byl obsah dutiny břišní posunut směrem dolů a dopředu a *centrum tendineum* bránice by nebylo dostatečně stabilizované, aby umožnilo zvednout spodní žebra. Antagonisticko-synergistické působení břišních svalů s bránicí je proto pro účinnost bránice zásadní (Kapanji, 1974).

3.1.2 Svalstvo kolem páteře

Svaly, které obklopují obratle lze rozdělit na hlubší jedno – segmentové svaly (*mm. multifidii*) a povrchové velké více – segmentové svaly (*m. erector spinae*). Tyto

povrchové svaly nemají přímý úpon na páteřní segment, a proto nejsou schopny stabilizovat jednotlivé segmenty. Zapojují se při zvedání těžkého předmětu. Naproti tomu *mm. multifidii* jsou hlouběji uložené a mají přímé úpony k páteřním segmentům, čímž umožňují stabilizaci pohybového segmentu při zvedání předmětu nebo při rotačních pohybech páteře (Studnicka, 2021).

3.2 Pasivní subsystém

Vazivový aparát zpevňující páteř představuje mohutný komplex. Skládá se z krátkých vazivových pruhů spojujících jednotlivé funkční segmenty a dlouhých pruhů zpevňující páteř jako celek. Také klouby na páteři mají vazivová pouzdra, která jsou zpevňována vazivovými pruhy. V hluboké vrstvě slouží vazivová tkáň jako výše zmíněný stabilizační systém, povrchověji uložené vazivové struktury tvoří obaly kolem svalů (fascie), které vytváří fasciové pruhy a mechanicky propojují svaly do skupin účastnících se na stabilizaci páteře. Jednou z vlastností fascie je schopnost posunlivosti vůči podkoží a ostatním tkáním. Při snížení této schopnosti je zhoršena funkce svalu. Vzniká vazivová retrakce, která omezuje rozsah pohybu a zvyšuje energetickou náročnost. Opačným jevem je nadměrné „vytažení“ vaziva, které působí nepříznivě na udržení stability kloubu. Z hlediska pojmu retrakce je nutné brát v potaz dvě možnosti výkladu. Za první skutečnou retrakci vazivové tkáně spojenou s atrofií kontraktilní tkáně a za druhé funkční pohybové omezení způsobené bariérou vzniklou z nadměrné činnosti svalu (Véle, 1995).

3.3 Nervový subsystém

Nervový systém zajišťuje jednu z nejzákladnějších funkcí živých organismů, schopnost motoriky neboli pohybu. Všechny pohybové činnosti jsou vysoce organizované a složité. Pro jejich provedení je zapotřebí koordinace většího počtu svalových skupin, určité svalové skupiny kontrahovat, jiné relaxovat, zajistit energeticky optimální sílu, stabilizovat segmenty apod. Na tomto složitém procesu se podílí centrální a periferní nervový systém. Dochází k neustálému toku informací od centra na periferii a naopak. Tato obousměrnost toku informací je zásadní pro schopnost zpětné vazby a tak např. vyrovnání odchylek. Centrální nervový systém sehraává funkci řídicí (Ambler, 2011).

Řízení motoriky lze didakticky rozdělit na kortikální, subkortikální a spinální. Oblasti mozkové kůry hrají zásadní roli pro vznik plánu a následné provedení pohybu,

příčemž podkorové struktury jako bazální ganglia a mozeček tento plán modulují a stejně tak i samotnou realizaci pohybu. V naplánování a provedení pohybu jsou velmi důležité i okruhy motivační a pozornostní. Spinální úroveň umožňuje provedení základních reflexních okruhů, mezi něž patří např. polysynaptický obranný flexorový reflex (Rokyta, 2016).

Motorická kontrola je založena na neustálé komunikaci mezi motorickým a senzorickým systémem. Má zásadní význam pro držení těla, stabilitu a pohyb páteře. Při bolestech dolní části zad (LBP) dochází k adaptaci motorické kontroly, přičemž u různých jedinců existují různé strategie motorické adaptace. U některých jedinců pravděpodobně snižují LBP a riziko zranění, u jiných však mohou mít strategie motorické kontroly dlouhodobé důsledky jako zvýšené zatížení páteře. To je pak spojeno s degenerací meziobratlových plotének a dalších tkání, což může vést k chronické LBP. Klíčovou roli u dlouhodobých změn v řízení motorického systému hraje pravděpodobně snížená propioceptivní signalizace vyvolaná bolestí zad prostřednictvím motorické a senzorické korové reorganizace (Meier, 2019).

Hodges a Richardson zjistili, že u pacientů s bolestmi zad dochází ke zpožděné kontrakci *mm. multifidii* a *TrA* (Hodges, 1996; Studnicka, 2021). Pokud dojde ke zpožděné aktivaci *mm. multifidii*, kontrahují se větší a globálnější povrchové svaly jako je *m. erector spinae*, aby kompenzovaly zpoždění a zajistily stabilizaci páteře. Bohužel při aktivaci pouze těchto povrchových svalů dochází ke vzniku abnormálních sil napříč jednotlivými segmenty, což se později projevuje bolestí zad. Toto je důvod, proč mají pacienti křečovitě bolesti při jakémkoliv pohybu. V léčbě je nutné zahrnout nejen posílení jednotlivých svalových skupin, ale i timing svalů, který zajišťuje nervový subsystém. Bez této korekce mohou vést bolesti k recidivě nebo chronicitě (Studnicka, 2021).

K patologii chronické bolesti zad přispívá i dopaminový systém, jak prokázal výzkum pomocí funkční magnetické rezonance (fMRI) od Konno. Pacienti s chronickou bolestí zad vykazují sníženou aktivaci přední cingulární kůry, prefrontální kůry a nucleus accumbens. Přední cingulární i prefrontální kůra patří do sestupného inhibičního systému a nucleus accumbens je zapojen do dopaminového systému a uvolňuje μ -opioidy, které působí proti bolesti. Snížená aktivace těchto tří oblastí mozku může souviset se sníženou funkcí sestupného inhibičního systému (Konno, 2018).

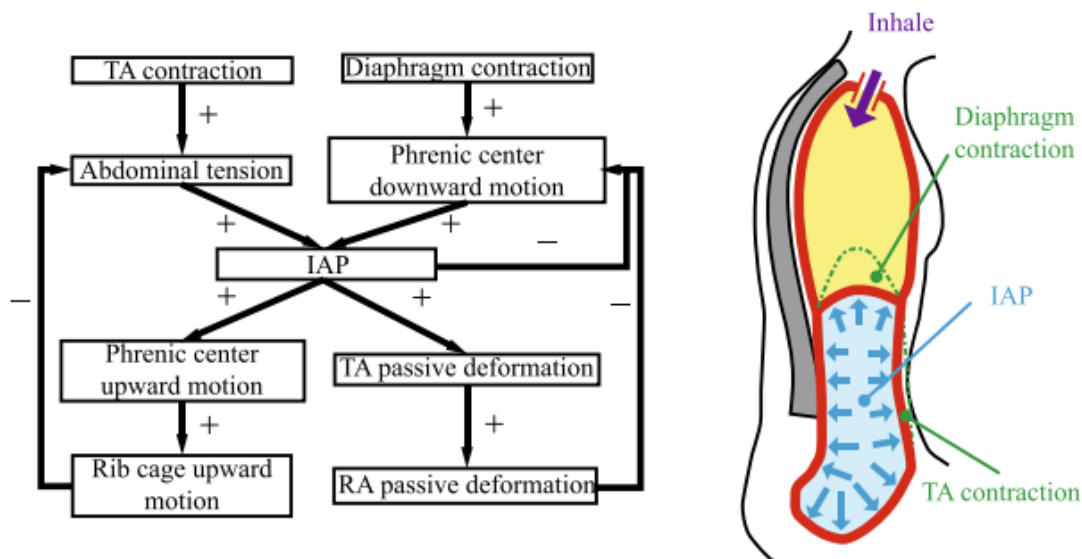
4 NITROBŘIŠNÍ TLAK

Už v roce 1923 popsal profesor sir Arthur Keith funkci bránice jako pístu a tvorbu nitrobřišního tlaku (IAP) jako podporu vnitřních orgánů. Upoutali ho na pitevně určití jedinci, jejichž orgány dutiny břišní byly umístěny na abnormálně nízké úrovni, jako by jejich podpora povolila. Při hledání, proč se u některých jedinců vyskytují nízko uložené orgány zjistil, že subdiaphragmatické orgány spolu s bránicí vytváří respirační píst. Když se svaly stahovaly během inspirace, horní konec pístu se pohyboval dolů a dopředu. Kontrakcí svalů břišní stěny se píst vracel na původní pozici (Keith, 1923).

Samotný píst je podepřen svaly břišní stěny, a to zejména *TrA*, který tvoří živý pás a obepíná bedra. U jedinců, kteří mají břišní dýchání dobře vyvinuté, pohybuje se píst v rámci 7,5 cm při nádechu, nebo i více při hlubokém nádechu. Během vertikalizace dochází k automatickému reflexnímu posturálnímu mechanismu břišní stěny, která nedovolí orgánům sestoupit (Keith, 1923).

Nitrobřišní tlak vzniká synchronní aktivitou svalstva břišní stěny, bránice a svalstva pánevního dna, přičemž velkou roli hrají svaly břišní stěny jako *TrA* a *m. obliquus internus (OI)*, protože funkčně jsou spíše viscerálními kompresory než flexory. IAP si můžeme představit jako nafouknutý balónek, který v rámci dechového cyklu úměrně mění tvar v celé břišní dutině. Také si ho lze představit jako válec, jehož plášť tvoří břišní svaly. Podstavy pak tvoří bránice kraniálně, pánevní dno kaudálně. Při hlubokém nádechu klesá bránice a stlačuje válec. Pokud je pánevní dno (spodní část válce) neporušené, válec se stlačí a zpevní. Tímto způsobem je schopen odolat ohybovému napětí, které na něj působí (Norris, 2008; Cholewicki, 1999).

Vytvoření pevnějšího válce z trupu snižuje axiální kompresní a smykové zatížení a přenáší zatížení na větší plochu (Twomey, 1994). IAP může také pomáhat chránit páteř před nadměrným nepřímým zatížením (zatížení, které nepůsobí přímo na páteř, ale prostřednictvím zatížení končetin), přičemž svaly působí na mimovolní fixaci hrudního koše. IAP je také větší při zvedání těžkých břemen nebo při rychlém zvedání (Davis, 2007; Norris, 2008)



Obr. č. 2: Mechanismus zvýšení IAP během nádechu (Guo, 2021)

Vysvětlivky: TA contraction – kontrakce *m. transversus abdominis*, diaphragm contraction – kontrakce bránice, abdominal tension – napětí břišní stěny, phrenic center downward motion – pohyb centrum tendineum bránice směrem dolů, IAP – nitrobřišní tlak, phrenic center upward motion – pohyb centrum tendineum bránice směrem nahoru, TA passive deformation – pasivní protažení *m. transversus abdominis*, RA passive deformation – pasivní protažení *m. rectus abdominis*, Rib cage upward motion – pohyb hrudního koše kraniálně

4.1 Role svalstva při tvorbě IAP

Schopnost svalů nepřímo odlehčit a stabilizovat páteř generováním IAP závisí především na jejich orientaci vláken a sekundárně na ploše jejich průřezu. K vytvoření IAP přispívají velkou měrou svaly s obvodově orientovanými vlákny jako *TrA* a *OI*. Dále pak svaly se šikmou orientací vláken do 60 stupňů jako je *m. obliquus externus (OE)*. Oproti tomu svaly, které mají vlákna orientovaná šikmo/podélně (*erector spinae ES*, *rectus abdominis RA*, *latissimus dorzi LD*) nepřispívají k tvorbě IAP, a dokonce mohou představovat zátěž pro páteř vzhledem k směru působení jejich síly (Mokhtarzadeh, 2012b).

Toto potvrzují i další studie. Při zahrnutí IAP do biomechanického modelu došlo ke snížení síly téměř ve všech svalech, zejména v *m. quadratus lumborum (QL)* a paravertebrálních svalech, kde pokles dosáhl až 52 %. U břišních svalů pokles nepřesáhl 12 % (Liu, 2019). Stejná účast jednotlivých svalů na vznik IAP platí i při dynamickém

pohybu, např. flexi. Při 40 – ti stupňové flexi se zátěž na intervertebrální disky snížila o 17,7 %, při 60 – ti stupňové flexi pak o 14,4 %. V obou úhlech flexe se snížila aktivita paravertebrálních svalů. *OE* byl aktivován více, zatímco *RA* minimálně (Guo, 2021).

4.2 Vliv IAP na stabilizaci páteře

Hodges et al. prokázali, že změna IAP poskytuje extenzorový moment, a tím alespoň částečně přispívá ke stabilizaci páteře, a to bez současné aktivity břišních a zádových svalů. U osob ležících na boku elektricky stimulovali *n. phrenicus* a uměle tak vytvářeli vyšší aktivaci bránice, čímž docílili umělého zvýšení IAP (na cca 15 % maximální naměřené hodnoty IAP u jednotlivých pacientů). Probandi byli umístěni vleže na boku dolními končetinami na pevné podložce, trupem na otočném stolku. Pomocí tenzometru umístěného na tomto stolku se pak podařilo naměřit zvýšení extenzorového momentu přibližně o 6 Nm (Hodges, 2001). O čtyři roky později provedl Hodges et al. ještě jednu podobnou studii o prokázání vlivu IAP na stabilitu páteře a došel ke stejnému závěru (Hodges, 2005).

Essendrop (2002a) se snažil ve své studii zohlednit, že IAP je zvýšený při mnoha běžných činnostech. Porovnával situace s běžným zatížením a náhle aplikovanou zátěží. Bylo měřeno EMG svalů trupu, IAP a pohyb trupu. Zjistil, že IAP o velikosti, která se pravděpodobně vyskytuje v pracovních situacích, a současné zvýšení svalové koaktivace působí na zvýšení stability páteře. Toto zvýšení stability vedlo ke snížení pohybů vzniklých náhlou zátěží. Z toho lze usuzovat, že břišní i zádové svaly, při jejichž koaktivaci se produkuje IAP, hrají významnou roli při stabilizaci páteře v mnoha pracovních situacích. Proto je během rehabilitace vhodné zaměřit se také na funkci břišních a zádových svalů. Ve své další studii Essendrop (2002b) dochází k závěru, že IAP může k extenčnímu momentu přispívat buď sám o sobě, nebo tím, že zahájí posun zátěže mezi různé zádové svaly. Díky tomu může snížit zatížení *ES* až o 10 %.

Při zvýšení nitrobřišního tlaku z 5 na 10 kPa na biomechanickém modelu došlo k snížení tlakové síly na páteř. Toto snížení při působení vnějšího silového momentu 60 Nm činilo 21 % pro extenzi, 18 % pro flexi, 29 % pro boční ohyb a 31 % pro axiální rotaci. Z toho Stokes usuzuje, že IAP má podstatný účinek na odlehčení páteře ve všech směrech generovaných vnějších momentů a tím podporuje myšlenku, že IAP je prospěšný, protože odlehčuje zatížení páteře (Stokes, 2010).

Rozložení zátěže mezi různé pasivní komponenty se v přítomnosti IAP výrazně mění. V nepřítomnosti IAP vzdorovala tlakové síle většinou ploténka, příspěvek vazů nepřesáhl 5 %. Ligamenta měla také menší vliv (<14 %) na odolnost vůči smykové síle a momentu síly. Při zahrnutí IAP se zátěž na disky zmírnila. Došlo k výraznému zvýšení síly ve všech vazech. Největší nárůst byl zjištěn u lig. longitudinale posterius (z 0 na 5 N) a u ligg. capsularia (z 40 na 140 N). Při přenášení tlakových, smykových sil i momentů se celkově zapojily mnohem více vazy, a to na všech úrovních páteře. Například v úrovni L1-L2 stoupl moment síly vazů ze 14 na 60 %. V úrovni L2-L3 pak z 5 na 32 %. Fasetové spoje neměly na sdílení zátěže vůbec žádný vliv (Liu, 2019).

Souvislost mezi hodnotou IAP a stabilitou páteře vsedě ve své studii potvrzuje také Driscoll. Měřil IAP nepřímo pomocí kalibrovaného siloměru SHIMPO MF-PT100 (NIDEC-SHIMPO America Corporation, Itasca, Illinois) u 69 pacientů s DMO po dobu 24 měsíců. Výsledky ukázaly trend kolinearity mezi nitrobřišním tlakem a stabilitou páteře vsedě (Driscoll, 2019).

5 DYNAMICKÁ NEUROMUSKULÁRNÍ STABILIZACE

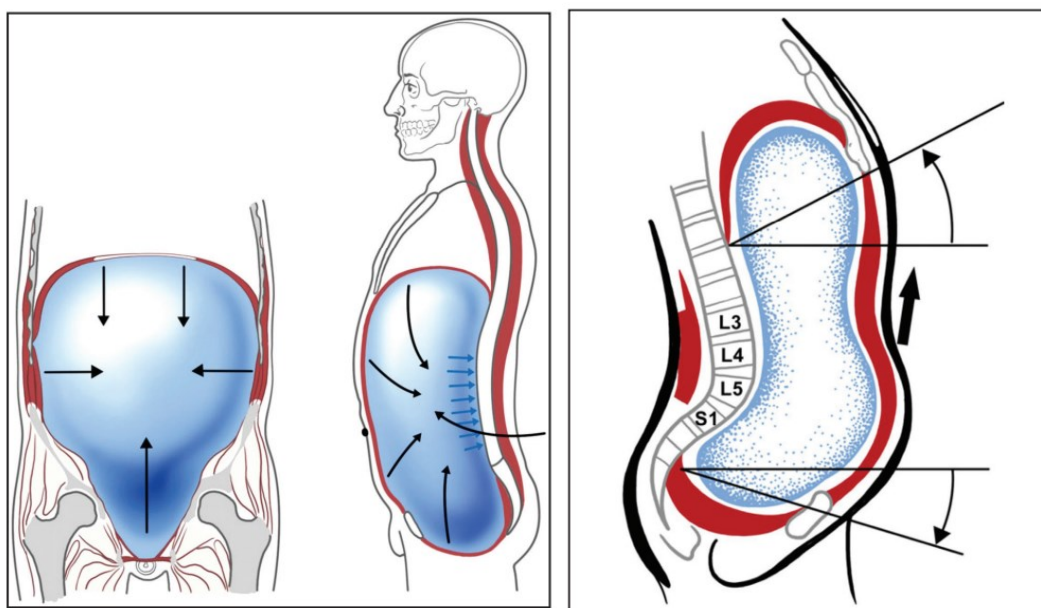
U každého člověka nezávisle na věku jsou základní svalové souhry již geneticky determinované. Dítě se nemusí učit, jak má zvednout hlavičku nebo uchopit rukou hračku. Tyto souhry se objevují zcela automaticky se zráním centrálního nervového systému. První globální diferenciací svalových funkcí se vytváří od 4. týdne věku. Od třetího měsíce jsou již v opoře na břišku na horních končetinách v koaktivaci zevní a vnitřní rotátory, flexory a extenzory, adduktory a abduktory končetin. Přibližně v 4,5 měsíci dochází k sagitální stabilizaci páteře, pánve a hrudníku. Do hry postupně vstupují šikmé břišní řetězce, které umožňují následně otáčení na bok. V této době se rozvíjí cílený fázický pohyb svalů končetin a také opěrná funkce. Při vykročení pracují tyto končetiny v otevřeném kinematickém řetězci, zatímco opěrné končetiny v uzavřeném. Lokomoční funkce dozrává současně ve dvou modelech – kontralaterální (např. lezení po čtyřech) a ipsilaterální (např. otáčení na bok). Jak vykročení vpřed, tak opěrná funkce končetin jsou závislé na stabilizaci trupu. Bez ní by nebylo možné provést cílený izolovaný fázický pohyb. Kvalita integrovaného stabilizačního systému trupu je zásadní pro jakoukoliv hybnost (Kobesova, 2010; Vojta, 2010; Kolář, 2012).

Právě z vývojové kineziologie vychází Dynamická neuromuskulární stabilizace neboli „DNS“. Jedná se o neurofyziologický rehabilitační přístup sloužící k diagnostice, optimalizaci funkce pohybového aparátu, terapii a k prevenci před zraněním. Jejím autorem je prof. Pavel Kolář. Velkou oblibu si tento koncept získal především u vrcholových sportovců (Jebavy, 2020). Využívá se však i v klinických oborech, a to od ortopedických pacientů přes neurologické i pediatrické (Yoon, 2020; Cha, 2018; Lee, 2018; Kolář, 2012).

DNS nabízí soubor funkčních vyšetřovacích testů, díky nimž lze posoudit posturálních funkce svalů. Mezi klinické testy se řadí sledování stereotypu dýchání, test nitrobřišního tlaku, brániční test, test flexe v kyčelním kloubu, tří měsíční test, test flexe trupu, test elevace horních končetin, extenční test trupu, test v pozici na čtyřech, test v pozici medvěda a test hlubokého dřepu. Všech těchto 11 testů je přehledně zpracováno v studii Kobesové et al (Kobesova, 2020). Správná diagnostika pomáhá odhalit klíčový dysfunkční segment a následně zvolit vhodný způsob terapie. Cílem je ovlivnit svaly v jejich posturálně lokomoční funkci a zařadit tyto svalové souhry do běžných denních činností (Kolář, 2012; Frank, 2013).

Při cvičení podle konceptu DNS se klade důraz na aktivaci integrovaného stabilizačního systému páteře a správné svalové koordinace s tvorbou přiměřeného IAP s cílem optimalizovat efektivitu pohybu a zabránit přetěžování kloubů. Proto je klíčové nastavení jednotlivých segmentů do centrovaného postavení. To umožňuje optimální svalovou souhru nejen v rámci agonista-antagonista, ale i v globálního modelu (Frank, 2013).

DNS terapie zahrnuje nácvik bráničního dýchání, pro který je důležité paralelní postavení bránice, pánevního a ústního dna. V této poloze je *centrum tendineum* bránice orientováno horizontálně, což vede k účinnému zvýšení IAP. Abnormální poloha bránice znemožňuje adekvátní regulaci IAP, což nutí jedince používat méně účinné kompenzační strategie (Ulm, 2016). Do terapie DNS zařazuje obecné principy vývojové kineziologie jako globální vzory – ipsilaterální a kontralaterální, uzavřený nebo otevřený kinematický řetězec, centrace kloubu a její reflexní vliv na stabilizační funkci, opěrné funkce nebo odpor proti plánované hybnosti. (Kolář, 2012).



Obr. č. 3,4: vlevo schéma ideálního mechanismu regulace IAP, vpravo dysfunkční integrovaný stabilizační systém páteře, který vede k chronickému přetěžování bederní páteře (Frank, 2013).

6 OBJEKTIVIZACE POSTURÁLNÍCH FUNKCÍ

Pro objektivizaci posturálních funkcí slouží různé doplňující pomocné přístrojové metody, které umožňují zachytit některé tělesné děje související s pohybem a vyjádřit je přesně číselnou formou. Níže jsou uvedeny metody pro měření nitrobřišního tlaku a posturální funkce břišních svalů, které se využívají při výzkumech stability bederní páteře. Ve studiích se můžeme setkat například s nepřímým měřením IAP pomocí gastrické nebo rektální sondy v kombinaci s elektromyografickým vyšetřením nebo ultrazvukem (Hodges, 2001; Essendrop, 2002a). V naší diplomové části byl použit přístroj DNS Brace, který měří míru aktivace břišní stěny a tím nepřímo míry IAP (Novak, 2021a)

6.1 Přístroj DNS Brace

Jedná se o trupovou ortézu se zabudovanými čtyřmi senzory, které měří míru expanze břišní stěny. Ačkoliv jde o mírně odlišný parametr od IAP, z nedávné studie bylo zjištěno, že existuje silná korelace mezi expanzí břišní stěny a úrovní IAP, a že měřením expanze břišní stěny lze nepřímo hodnotit IAP.

Samotný přístroj funguje na principu neinvazivního měření tlaku, kterým působí břišní stěna na 4 speciální měřicí hlavice. Ty jsou zasazeny v plastové konstrukci podoby trupové ortézy, díky čemuž je umožněna snadná fixace k lidskému tělu a přesný kontakt s měřenými oblastmi. Umístění hlavic se senzory lze dodatečně upravit individuálním potřebám pacientů tak, aby odpovídalo konstitučním parametrům jedince, a aby měření probíhalo pokaždé na stejných přesně definovaných bodech (zepředu oblast nad tříselným vazem, vzadu trigonum lumbale superior). Celý přístroj je navíc zhotoven tak, aby mohl být nasazen i během vyšetření pomocí zobrazovacích metod (CT, MRI...).

Měřicí hlavice použité v přístroji jsou konstruovány v podobě silikonové vzduchové komory. Ta je pomocí tenké silikonové hadičky propojena s digitálním tlakovým senzorem, který reaguje na změny tlaku v pneumatickém systému jednotlivých hlavic. Zjednodušeně řečeno, každá změna tlaku způsobená expanzí břišní stěny se pomocí deformace vzduchových komor a následné změny tlaku uvnitř této soustavy přenáší do tlakového senzoru, který pak tyto změny vyhodnocuje a převádí do digitální podoby. Tlak je zaznamenáván v kilopascalech [kPa] v rozmezí 0-500 kPa a je zobrazován v závislosti na čase, díky čemuž lze sledovat dynamické změny v měřených hodnotách.

Přístroj je ovládán a data zaznamenávána pomocí vlastního software – aplikace DNS Brace vyvinuté pro mobilní telefony s operačním systémem Android. Propojení obou zařízení je uskutečněno díky bezdrátové technologii Bluetooth®. Sledování změn tlaku na všech senzorech je pak možné přímo na mobilním zařízení, ve kterém jsou průběhy měření přehledně zobrazeny v reálném čase. Délka měření je libovolná a hodnoty jsou zaznamenávány v intervalech 0,25 sekund a následně zároveň ukládány do samostatného textového souboru. Toho lze poté využít k převedení dat pro další statistické zpracování, či grafické zobrazení.

6.2 Jiné měření IAP

Při měření IAP platí Pascalův zákon, tzn. že tlak se šíří všemi směry stejně. Díky homogennímu přenosu IAP uvnitř břišní dutiny lze provést měření IAP přes gastrointestinální systém (žaludek, rektum), vaginálně nebo přes močový měchýř. Využívají se sondy, které má nemocný zaveden do tělesných dutin (Fügner, 2006; Turnbull, 2007). Za fyziologické hodnoty IAP u dospělých jsou považovány hodnoty do 5 mmHg; u obézních pacientů se může IAP pohybovat v rozmezí 10 až 15 mmHg (Milanesi, 2016).

6.2.1 Měření IAP pomocí gastrické sondy

Na úzký vztah mezi intraabdominálním a intragastrickým tlakem poukazuje studie od Turnbulla. Výhodou je relativně přesné měření a možnost nepřetržitého sledování (Turnbull, 2007). Gastrická tonometrie „je minimálně invazivní, spočívá v zavedení sondy s balónkem, který je prostupný pro CO₂ do žaludku. Balónek je naplněn vzduchem a po uplynutí ekvilibrační doby, tj. po vyrovnání parciálního tlaku CO₂ ve vzduchu v balonku tonometrické sondy s mukózním parciálním tlakem CO₂, je vzduch z balonku automaticky aspirován do tonometrického přístroje a změřen obsah CO₂ v balonku“ (Horáková, 2009). Měření IAP pomocí gastrické sondy v kombinaci s EMG bylo použito ve studii Hodgese a Essendropa (Hodges, 2001; Essendrop, 2002a). Nevýhodou tohoto měření je možnost podráždění sliznice a následně vyvolání polykacího aktu. Kromě toho je toto měření časově náročné a velmi nákladné (Malbrain, 2004).

6.2.2 Měření IAP pomocí anorektální nebo vaginální sondy

Další možností měření IAP je zavedením balónkového katetru do análního otvoru nebo anorektální sondou. Jsou měřeny klidové tlaky vyvíjené v oblasti zavedení sondy.

Tyto tlaky jsou pak vyhodnocovány softwarem (Slívová, 2020). Stejně jako u intragastrického tlaku, existuje také úzká korelace mezi anorektálním a nitrobřišním tlakem (Shafik, 1997). Korelaci mezi měřením IAP anorektální sondou a DNS Bracem zohlednil ve své studii Novák (Novak, 2021a).

Technika měření pomocí intravaginální sondy probíhá podobně. K měření se využívá tlakového katétru naplněného vzduchem nebo kapalinou. Díky tlakovým senzorům jsou reflektovány změny v IAP (Malbrain, 2004).

6.2.3 Měření IAP v močovém měchýři pomocí Foleyova močového katetru

Konstantně naplněný močový měchýř přenáší IAP jako pasivní membrána. Při měření IAP se musí nejprve močový měchýř vyprázdnit a poté naplnit 50-100 ml fyziologického roztoku. Močový katetr je uzavřen a systém se napojí pomocí jehly na tlakové čidlo a na monitor. Pokud není k dispozici čidlo je možné IAP měřit pomocí setu na CVP, přičemž nulovou hodnotou je symfýza a musí se přepočítat IAP z cm H₂O na mm Hg (Fusco, 2001; Malbrain, 2004). Pro využití ve výzkumu je značnou nevýhodou časová náročnost, dále pak možnost infekce močových cest. Také může být hodnota IAP podhodnocena při postavení pacienta do vzpřímené polohy nebo nadhodnocena při Trendelenburgově pozici (Malbrain, 2004).

6.3 Elektromyografie

Elektromyografie je základní elektrofyzilogické vyšetření, při kterém lze pomocí elektrod snímat elektrické potenciály vznikající při svalové činnosti. Umožňuje tak hodnotit stav kosterního svalstva a jeho řízení nervovým systémem. Elektromyografií rozdělujeme na povrchovou, kdy jsou elektrody připevněné k povrchu těla a jehlovou, kdy jsou umístěny přímo ve svalu. Povrchová elektromyografie poskytuje informaci o činnosti celého svalu. Lze z ní odečíst svalovou koordinaci, sílu, která vzniká při svalovém stahu a míru svalové únavy. Jehlová elektromyografie je přesnější, dokáže informovat o činnosti jen několika svalových vláken (Kolář, 2012).

S elektromyografií ve svých studiích často pracuje Hodges, ale i jiní autoři jako Essendrop nebo Solomonow (Hodges, 2001; Hodges, 2005; Essendrop, 2002a; Solomonow, 1998). Je využívána jak ve formě jehlové, tak povrchové. Nevýhodou jehlové EMG je však fakt, že se jedná o metodu invazivní a její aplikace je značně

náročnější. Hlavním využitím EMG v těchto studiích je především sledování svalové aktivity břišního svalstva nebo povrchových i hlubokých zádočných svalů.

6.4 Ultrazvuk

Využití ultrazvukového zobrazování v reálném čase jako biologické zpětné vazby pro zlepšení výkonu stabilizačních cvičení páteře a zotavení po LBP je v poslední době trendem v muskuloskeletální rehabilitaci. Používá se k hodnocení tloušťky hlubokých svalů trupu (Akbari, 2008; Ehsani, 2020) a k poskytování vizuální zpětné vazby o aktivaci těchto svalů u zdravých i symptomatických jedinců (Henry, 2007).

6.5 Tlakový biofeedback (Pressure biofeedback unit)

Mezi dostupné nástroje pro hodnocení svalů se řadí tlakový biofeedback (PBU), kterou tvoří nafukovací vak se třemi komorami, katétrem a manometrem v rozmezí 0 až 300 mmHg. Nafukovací vak lze umístit v různých oblastech, obvykle mezi pacientem a tvrdým povrchem, například v oblasti krku, když pacient leží v poloze na zádech. PBU byl vyvinut pro rutinní použití v klinické praxi, buď jako možnost zpětné vazby od pacienta nebo ve výzkumu jako způsob zaznamenání svalové aktivace vzniklé změnou tlaku na nepružný vak. Vzhledem k tomu, že UZ a EMG jsou poměrně složité metody, je tlakový biofeedback jednoduchou alternativou. Využít ho lze ale i k autoterapii u pacientů, protože se jedná o levný nástroj (Faustino, 2021; Crasto, 2019).

7 SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ OBTÍŽÍ PACIENTA S CLBP

V posledních letech se ve studiích pro hodnocení LBP nejčastěji využívají tyto škály: Index pracovní neschopnosti Oswestri, Dotazník nezpůsobilosti podle Roland-Morrise, numerická a analogová škála bolesti **Je zadán neplatný pramen..**

7.7 Index pracovní neschopnosti Oswestri

V praktické části diplomové práce byl využit Index pracovní neschopnosti Oswestri (ODI), který kvantifikuje subjektivní obtíže pacienta a vyjadřuje míru disability. Poskytuje komplexní pohled na fyzickou disability (omezení schopnosti sedět, stát, zvedat břemena, chůze), sociální hendikep (osobní péče, společenský a sexuální život), bolest i spánek. Skládá se z deseti otázek o šesti možných variantách odpovědí, přičemž odpovědi jsou stupňované od nejmírnější disability po nejvyšší stupeň. Vyplnění je rychlé (v rámci 5 minut) a hodnocení jednoduše proveditelné. Stupně jsou ohodnocené od 0 do 5 bodů. Při součtu všech otázek vzniká celkové skóre. Míra disability se pak vypočítá z celkového skóre a je uváděna v %. Čím menší je hodnota, tím lepší výsledek (Mičánková Adamová, 2012).

7.8 Další škály

7.8.1 Dotazník nezpůsobilosti podle Roland-Morrise

Tento dotazník zahrnuje 24 položek. Na rozdíl od ODI jsou zde odpovědi pouze ANO/NE. Bylo prokázáno, že je citlivější než dotazník ODI u pacientů s malou mírou postižení (Burchiel, 1995; Němec, 2009).

7.8.2 Numerická škála intenzity bolesti

Numerická škála intenzity bolesti umožňuje pacientům verbálně hodnotit svou bolest číslem od 1 do 10, přičemž vyšší číslo znamená větší bolest. Za statisticky významné se většinou považuje změna o 2 body škály (Mičánková Adamová, 2013).

7.8.3 Vizuální analogová škála

Vizuální analogová škála umožňuje pacientům hodnotit svou bolest graficky. Používá se úsečka o délce 10 cm, kdy pacient na úsečce označí bod. Pravý konec značí nejhorší bolest, levý nejmenší. Při hodnocení se odečítá počet cm od levého okraje (Mičánková Adamová, 2013).

8 BIOFEEDBACK JAKO POMŮCKA PRO PACIENTY

Biofeedback lze definovat jako použití přístrojové techniky ke zviditelnění skrytých fyziologických procesů. S rozvojem elektronických zařízení, které se dají nosit i během dne při běžných denních sportovních aktivitách nebo i během rehabilitace se objevuje myšlenka využití těchto přístrojů i v autoterapii ve zdravotnictví. Použití biofeedbacku poskytuje pacientům se senzomotorickými poruchami možnost, jak znovu získat schopnost lépe vyhodnocovat různé fyziologické jevy, jak na ně reagovat a případně se je naučit ovládat. Předpokládá se, že biofeedback může posílit nervovou plasticitu zapojením biologické zpětné vazby (Huang, 2006; Yoong, 2019). Basmajian navrhl 2 možnosti – buď dochází k rozvoji nových drah nebo pomocná zpětnovazebná smyčka rekrutuje stávající mozkové a míšní dráhy (Basmajian, 1989; Huang, 2006). Kromě toho se předpokládá, že tato zařízení mohou vzdělávat a motivovat jednotlivce ke zdravému životnímu stylu prostřednictvím zaznamenávání a hlášení informací, jako je například kontrola držení těla a míra fyzické aktivity (Yoong, 2019).

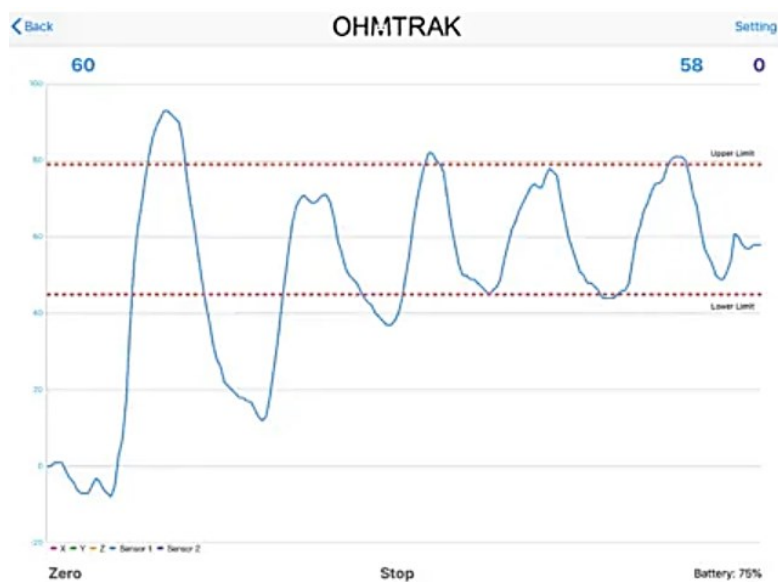
8.1 Přístroj OhmTrak

Ačkoliv je dříve popsany přístroj DNS Brace užitečnou pomůckou pro objektivizaci expanze břišní stěny, jeho primární pole působnosti zůstává v oblasti vyšetření – k autoterapii probandů v domácích podmínkách už příliš vhodný není. K jeho použití je potřeba přítomnost proškoleného odborníka, a tudíž nemůžeme uvažovat o domácím použití. I v rámci této práce tak bylo potřeba nalézt řešení, které by bylo kompromisem mezi možnostmi přesného měření expanze břišní stěny a jednoduchým „user-friendly“ ovládáním. Toho bylo docíleno za pomoci moderního přístroje Ohm Belt, nyní s novým názvem OhmTrak.

Ohm Belt disponuje oproti DNS Brace pouze jedním tlakovým senzorem, který je zabudován do konstrukce přístroje. Konkrétně se jedná o kapacitní tenzometr. Měří 15 mm v průměru a 0,35 mm na tloušťku a ve své podstatě se jedná o jednoduchý kondenzátor. Princip měření spočívá v tom, že při působení tlaku na tělo kondenzátoru dojde k deformaci jedné z jeho elektrod, čímž se změní rozměry dielektrika mezi nimi – následkem toho se pak mění kapacita měřicího kondenzátoru. To přístroj zaznamená a zvládne následně tyto změny přepočítat na tlak (potažmo sílu), která na senzor působí.

Minimální měřitelná hodnota senzoru je 0,9 gramu [g] (cca 0,0088 newtonu [N]), maximální hodnota potom 450 g (cca 4,41 N).

Samotné tělo přístroje je relativně malých rozměrů a k tělu pacienta je upevněno pomocí pevného opasku délkově nastavitelného podle subjektivních potřeb jednotlivých pacientů. Se senzorem lze po utažení opasku ještě dodatečně pohybovat po jeho obvodu tak, aby bylo docíleno co možná nejpřesnějšího umístění na jeden z měřených bodů na těle zmíněných v předchozí kapitole. Senzor je pak pomocí bezdrátové technologie Bluetooth propojen s chytrým telefonem s nainstalovanou speciální aplikací, skrz kterou lze přístroj ovládat a používat. Pacienti díky tomu mohou v reálném čase sledovat tlak, který se jim daří do senzoru přenést, a formou biofeedbacku tak potenciálně zlepšit kontrolu regulace IAP.



Obr. č. 5: Křivka zobrazující se pacientovi v aplikaci, při nádechu křivka stoupá tlačением do senzoru, při výdechu a relaxaci břišní stěny křivka klesá

Zdroj: Navrátil, dostupné z: <https://apps.apple.com/us/app/ohmtrak/id1467362723>

Měření síly působící na senzor probíhá v reálném čase a ukazuje hodnoty na displeji pacientova telefonu. Zobrazované jednotky měření jsou gramy. Tato jednotka byla výrobcem zvolena především s přihlédnutím k co největší přívětivosti k uživateli – jednotka gramu je pro laika mnohem lépe představitelná a uchopitelná než vyjádření v jednotkách odvozených od jednotek SI. Není navíc problém ji kdykoliv zpětně přepočítat.

Měření lze navíc z přístroje zaznamenat za jednotku času a uložit do souboru programu MS Excel. Díky tomu mohou být měření analyzována a statisticky zpracována. V rámci této práce byl ale pro statistické zpracování dat využit přístroj DNS Brace. Přístroj Ohm Track byl použit jen jako biofeedback pomůcka pro nácvik aktivace břišní stěny.

8.2 Další zařízení využívající biofeedback

8.2.1 Přístroj Lumo Lift

Lumo Lift (Lumo Bodytech, Kalifornie, USA) je zařízení pro trénink postury. Využívá tříosý akcelerometr k nastavení cílové polohy a monitoruje polohu těla, aby poskytlo vibrační podnět v případě, že se neudrží adekvátní držení těla. Zařízení poskytuje zpětnou vazbu o držení těla uživatele tím, že sleduje počet hodin vhodného držení těla a počtu kroků, které člověk udělal během nošení. Trénink držení těla v hrudní regionální oblasti s biologickou zpětnou vazbou pomocí snímače pohybu může snížit bolest, snížit nadměrné hrudní zakřivení ve stoji a zvýšit fyzickou aktivitu (Park, 2018).



Obr. č. 6: Přístroj Lumo Lift, dostupné z: <https://feelpeak.com/lumo-lift/>

8.2.2 Přístroj Upright Go

Podobnou pomůckou je i Upright Go. Tento přístroj také snímá držení těla. Připevňuje se na záda pomocí hypoalergenních lepidel, které lze použít až desetkrát. Lepidla jsou vyrobena z lékařského silikonu, aby se zabránilo podráždění pokožky. Cílem tohoto přístroje je podporovat dlouhodobě dobré návyky s napřímeným držením páteře. Obsahuje senzor, který je synchronizován přes Bluetooth s aplikací v mobilním telefonu. V aplikaci jsou k dispozici dva režimy, a to trénink a sledování. Přístroj je zprvu individuálně kalibrován, a poté nastaven na tréninkový režim. Pokud je zjištěno jiné držení těla a přístroj zaznamená odchylku v úhlu trupu větší než 5 stupňů, pocítí uživatel

vibrace o frekvenci asi 100 Hz. Upright Go 2 je novější verze zařízení Upright Go, která byla uvedena na trh v roce 2019. Upright Go 2 se od svého předchozího modelu liší až třikrát delší výdrží baterie, použitím více senzorů na rozdíl od jediného senzoru a je o 50 % menší a lehčí než původní model (Yoong, 2019; Stuart, 2022).



Obr. č. 7: Přístroj UpRight Go, dostupné z: <https://www.uprightpose.com/>

8.2.3 Přístroj Prana

Na rozdíl od přístrojů Lumo Lift a Upright Go je přístroj Prana zařízení pro trénink držení těla a dýchání. Obsahuje malý lehký snímač, který se nosí u pasu, a aplikaci pro chytrý telefon. Sleduje brániční dýchání a držení těla v reálném čase, když je diskrétně připevněno k opasku uživatele, a připojuje se k jeho chytrému telefonu, aby ho upozornilo, kdy je třeba dýchání a držení těla korigovat. Zařízení má také funkci podobnou hře, kdy se uživatel může zapojit do rychlých dvouminutových tréninků nazvaných Tune-Ups, aby si zlepšil své "skóre zdraví vsedě". Přístroj vyhodnocuje vzorce dýchání, zohledňuje vliv držení těla na dýchání a rozlišuje mezi bráničním a hrudním dýcháním. Prana sleduje uživatele v aktivním i pasivním režimu. V pasivním režimu sleduje hluboké břišní dýchání, hrudní dýchání, rychlost dýchání a úhel držení těla a vypočítává skóre pro dýchání a držení těla uživatele. Zařízení má také předprogramovanou knihovnu dechových vzorů, podle kterých může uživatel trénovat. V "tréninkovém" režimu si uživatelé mohou vybrat konkrétní program - probuzení, zvýšení energie, soustředění, odbourání stresu, uklidnění nebo spánek -, který jim poskytne předem naprogramovanou sadu cvičení, jež mohou provádět (Jethani, 2021).



Obr. č. 8: Přístroj Prana, dostupné z: <http://techassimilate.com/2014/12/prana-smart-waistband-clip-monitors-your-posture-breathing/>

8.2.4 Přístroj Respa

Jelikož neexistuje dosud studie na přístroj Respa, je popis tohoto přístroje pouze od výrobců z jejich webové stránky Zansors, LLC. Přístroj Respa poskytuje biofeedback pro dýchání a pohyb. Je to malý snadno nositelný přístroj, který se dá pomocí klipu připnout na triko nebo sportovní podprsenku. Existují 4 typy tohoto přístroje: Respa Fitness 2.0, Respa Fitness 3.0, Respa Better Yoga a Respa Coach. Všechny se dají přes Bluetooth připojit k chytrému telefonu a v aplikaci pak sledovat dechový cyklus. Součástí je vestavěný mikrofón, tříosý akcelerometr, tříosý magnetometr a barometr. Respa umí poskytnout upozornění při dosažení laktátového prahu a upozorní, kdy je třeba více přidat na výkonu.



Obr. č. 9: Respa Coach, dostupné z: <https://www.zansors.com/respa>

9 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

Cílem práce bylo zjistit, zda experimentální skupina pacientů cvičících autoterapii dle konceptu DNS s pomůckou OT za účelem biofeedbacku dosáhne rozdílné schopnosti aktivace břišní stěny a úlevy od vertebrogenních obtíží v porovnání s kontrolní skupinou, která cvičila stejným způsobem a ve stejné intenzitě a frekvenci, ale bez pomůcky OT. Na základě toho byly stanoveny hypotézy.

9.1 Hypotézy

9.1.1 Hypotéza 1

H1: Probandi využívající pomůcku OT při autoterapii budou mít po 6 týdnech cvičení větší schopnost aktivace břišní stěny oproti probandům kontrolní skupiny, kteří cvičili autoterapii bez pomůcky OT.

9.1.2 Hypotéza 2

H2: U všech probandů nehledě na způsobu provádění autoterapie dojde ke zmírnění bolesti dle ODI. Pacienti cvičící s pomůckou OT dosáhnou výraznější úlevy než pacienti cvičící bez pomůcky OT.

10 METODIKA

Výzkum probíhal v období od března 2021 do června 2022. Zúčastnilo se 20 probandů s chronickým vertebrogenním algickým syndromem, kteří byli randomizovaně rozděleni do dvou skupin. Experimentální skupina probandů dostala k dispozici pás OhmTrak a využívala ho v rámci autoterapie. Kontrolní skupina cvičila bez pásu. Probandi přicházeli ambulantně na fyzioterapii do FN Motol a do CPM Pavla Koláře 1x týdně po dobu 6 týdnů. V rámci autoterapie cvičili minimálně 5x týdně 15 minut podle konceptu DNS se zaměřením na aktivaci břišní stěny a cvičení si zaznamenávali do deníčku (viz příloha). Objektivní hodnocení schopnosti aktivace břišní stěny bylo provedeno pomocí přístroje DNS Brace. Měření bylo provedeno každému probandovi před začátkem první terapie a po 6 týdnech, tj. po ukončení terapie. Subjektivní efekt terapie, byl před první terapií a po ukončení šestitýdenní terapie hodnocen pomocí standardizovaného dotazníku Index pracovní neschopnost Oswestri (ODI) verze 2.1a (viz příloha). Vzhledem k mnoha variantám odpovědí a dlouhé šestitýdenní době mezi jednotlivými vyšetřeními byla minimalizována možnost zapamatování si odpovědí z předchozího testu, a tím bylo zamezeno zkreslení celkových výsledků „opisováním“ odpovědí.

10.1 Charakteristika probandů

Z 25 probandů bylo třeba 5 vyloučit, protože v průběhu šesti týdnů terapie někteří jedinci onemocněli nebo neměli vyhovující míry pro měření přístrojem DNS Brace. Celkem tedy bylo zařazeno 20 probandů, z nichž v kontrolní skupině s věkovým průměrem 56,8 let převažovaly ženy vůči mužům v poměru 7:3. V experimentální skupině s věkovým průměrem 47 let pak převažovaly ženy vůči mužům v poměru 6:4. Věk, výška, hmotnost ani BMI probandů obou skupin se statisticky významně nelišily. Podrobně je charakteristika probandů znázorněna v Tabulce 1.

10.1.1 *Inkluzivní kritéria*

- probandi s chronickou bolestí bederní páteře, tj. bolestí trvající déle než tři měsíce
- vyloučení exkluzivních kritérií

10.1.2 *Exkluzivní kritéria*

- Akutní lumbago

- Zánětlivá a nádorová onemocnění
- Nemoc v průběhu šesti týdenní terapie
- Nespolupráce
- Obézní pacienti s obvodem pasu 110 cm a více
- Jiná fyzioterapie či kombinace s fyzikální terapií

Tabulka 1. Porovnání kontrolní a experimentální (Ohmbelt) skupiny
[Průměrná hodnota (Směrodatná odchylka)]

Hodnoty	Kontrolní (n = 10)	Ohmbelt (n = 10)	Průměrný rozdíl (95% CI)	Velikost účinku	P-hodnota
Věk (roky)	56,8 (18,17)	47,0 (12,99)	9,8 (-5,03; 24,64)	0,621	,182
Výška (m)	1,77 (,103)	1,71 (,099)	-,058 (-,153; ,037)	-0,574	,215
Váha (kg)	75,6 (16,73)	80,3 (13,91)	-4,70 (-19,16; 9,76)	-0,305	,503
BMI (kg/m ²)	25,62 (4,66)	25,86 (5,82)	-,235 (-5,19; 4,71)	-0,045	,921

10.2 Průběh ambulantní fyzioterapie a instruktoři DNS

Probandům se věnovali 4 instruktoři DNS, kteří se podílejí na výuce konceptu DNS v České republice i zahraničí. Mgr. Lenka Oplatková, Mgr. Jakub Novák a Mgr. Martin Stříbrný cvičili probandy s pásem OhmTrak. Mgr. Júlia Demeková a Mgr. Sylva Pintarová cvičili skupinu probandů bez pásu. V rámci terapií bylo cílem naučit pacienty využívat nitrobřišního tlaku pro stabilizaci bederní páteře podle konceptu DNS a dosáhnout úlevy od bolesti. Současně s nácvikem optimální trupové stabilizace podle konceptu DNS byly v rámci fyzioterapie využívány i mobilizace a techniky měkkých tkání pro zvýšení účinku či schopnosti probandů provádět cvičení dle DNS. Pacienti s OhmTrakem dostali k dispozici pás domu. Měli tak možnost biofeedbacku při cvičení i v domácím prostředí.

Probandům s OhmTrakem se doporučovalo zprvu jen naučit dýchat proti senzoru. Připnuli si OhmTrak nejčastěji do oblasti *trigonum lumbale* a pak se ve stoji nebo vsedě snažili tlačit proti senzoru, nejlépe alespoň 30 nádechů 3x denně. Zároveň sledovali křivku zobrazenou v aplikaci, její plynulost a hodnoty tlaku. Ideální bylo dosáhnout hodnoty přítlaku alespoň 80 g. Při druhé terapii se OhmTrak již využíval v rámci terapie dle DNS, cviky byly individuální dle potřeby probanda – zahrnovaly např. squat, 4M

pozice vleže na břiše, šikmý sed, 3M poloha na zádech s dynamickou aktivitou dolních končetin, otáčení ze zad na bok, pozice medvěda a další. Během dalších terapií se kontrolovala správnost provádění cvičení a použití pásu OhmTrak. Probandům také bylo sdělena možnost využití pásu i při jiných běžných aktivitách jako chůze nebo běh.

Skupina kontrolní prováděla nácvik nitrobřišního dýchání bez pomůcky. Během prvních terapií se učili kontrolovat nitrobřišní tlak a schopnost vytlačit prst v oblasti *trigonum lumbale* nebo nad tříselem. Poté se pracovalo s principem cvičení dle DNS podle individuální potřeba probanda stejně jako u skupiny experimentální.



Obr. č. 10, 11: Pomůcka OhmTrak (dříve pod názvem Ohm Belt), umístění senzoru na probanda, zdroj: vlastní fotografie

10.3 Průběh měření přístrojem DNS Brace

Měření probíhalo v klidné a teplé místnosti pod vedením MUDr. Jakuba Jačiska a bylo jednostranně zaslepené. Vyšetřující nevěděl, v jaké skupině se proband nachází. Pozice pro vyšetřování byla pro všechny stejná: sed s napřímenou páteří, kaudálním postavením hrudního koše v rámci možností probandů a oporou o plošky nohou. Proband byl vyšetřován s odhaleným trupem vsedě s napřímenou páteří a kaudálním postavením hrudního koše. Do této výchozí polohy byl pacient naveden slovně.

Poté byl kolem břišní stěny pacienta pečlivě umístěn přístroj DNS Brace, tak aby přední i zadní senzory celou plochou přilnuly na tělo probanda. Přední senzory byly paralelně umístěny těsně nad tříselným vazem v místě spojnice bispinální a mamilární linie spin, zadní senzory pod spodními žebry v oblasti *trigonum lumbale*. Kvůli

konstrukčním limitacím přístroje nebylo možné měřit jedince s nestandardním obvodem pasu.



Obr. č. 12, 13: Umístění přístroje DNS Brace na probanda, zdroj: vlastní fotografie

10.4 Motivace a zpětná vazba

Pro probandy byl vytvořen ještě deníček (viz. příloha). Deník sloužil jako motivační list pro probandy, a zároveň jako zpětná vazba pro terapeutu. Probandi si do něj zapisovali, kolik minut denně cvičili, jak dlouho, a jaké cviky, případně jakou další pohybovou aktivitu v autoterapii využívali. Z deníčků je patrné, že probandi v obou skupinách cvičili pravidelně a v obou skupinách kromě cvičení dle DNS zařadily i jiné pohybové aktivity jako běh, chůze, rotoped, beach volejbal, fotbal a další.

10.5 Postup při zpracování výsledků

Výsledky jsme získali hodnocením aktivace břišní stěny pomocí přístroje DNS Brace a vyhodnocením dotazníků ODI. Zajímalo nás, zda se bude lišit kontrolní a experimentální skupina a zda u všech probandů dojde k subjektivnímu zlepšení. Jednotlivým hypotézám se budeme věnovat dále.

Z přístroje DNS Brace byla zaznamenána data z každého měření probanda, a ta následně převedena do MS Excel. Data v MS Excel byla upravena tak, aby u každého probanda byl záznam za stejnou dobu, tj. po dobu 9 sekund. U každého probanda tak bylo výstupem z jednoho měření ze všech čtyř senzorů 144 hodnot.

Procentuální výsledky z dotazníků ODI byly zpracovány na základě ODI návodu v anglickém jazyce od Mapi Research Trust verze 1.0 z roku 2019. Každá z odpovědí

získala hodnotu od 0 do 5 bodů (5 bodů znamenalo největší obtíže) a následně byl sečten celkový počet bodů. Ten byl pak zdvojnásoben. Pokud byly zodpovězeny všechny otázky, dvojnásobná hodnota byla vyjádřena v % a byl to konečný výsledek. V případě, že nebyly zodpovězeny všechny otázky, postupovalo se podle tabulky uvedené v ODI návodu.

10.6 Statistická analýza dat

Statistické zpracování dat bylo konzultováno s MUDr. Jakubem Jačiskem a Andrew Buschem Ed.D, CSCS*D. Pro výpočet složitějších statistických funkcí byla data analyzována v programu Analýza dat byla provedena pomocí programu Statistical Package for the Social Sciences (SPSS verze 27.0 pro Mac; IBM Corp, Armonk, NY) metodou dvoufaktorová ANOVA. Cílem bylo zjistit, zda existuje korelace mezi jednotlivými skupinami a korelace v rámci jedné skupiny v odstupu času (před a po šestitýdenní terapii). Zjišťovali jsme tedy dva faktory. Prvním bylo, zda existuje interakce mezi skupinou experimentální a skupinou kontrolní. Druhým, zda jsou rozdíly mezi hodnotami před a po terapii.

ANOVA je obdobou t-testu, ale pro větší počet skupin (v našem případě pro dvě skupiny). Výpočet probíhal pomocí rozptylů, jak napovídá i samotný název ANOVA „analysis of variance“. V závěrečném zpracování byla použita Bonferroniho korekce ke snížení pravděpodobnosti vzniku falešně pozitivních výsledků. Míra statistické významnosti je dána velikostí hodnoty p , přičemž jako statisticky významná se považuje hodnota $p < 0,05$. Pro zpracování výsledků byla data z každého senzoru hodnocena zvlášť a následně porovnána. Zpracována byla i průměrná data ze všech čtyř senzorů i z ventrálních a dorzálních senzorů zvlášť.

Analýza síly pomocí programu G*Power 3.1 ukázala 80% šanci na detekci střední velikosti účinku (dílní η^2) 0,06 při opakovaných měřeních ANOVA u 34 subjektů se statistickou významností stanovenou a priori na $p < 0,05$.

Jednorázové odlehlé hodnoty byly identifikovány posouzením studovaných reziduí pro každou závislou proměnnou s použitím kompletních dat (tj. $n = 20$) a u dvou účastníků v kontrolní skupině byla u každého z nich jedna míra větší než doporučená mezní hodnota ± 3 (směrodatné odchylky). Tyto případy se nevyskytovaly u stejné proměnné (1 se vyskytl u pravého zadního senzoru před léčbou a u dalšího účastníka u

pravého zadního senzoru po léčbě) a byly řešeny winsorizací hodnoty (nahrazením odlehlé hodnoty další největší nebo nejmenší hodnotou, takže hodnota si zachovává své pořadí). Normalita byla určena posouzením absolutních hodnot z-skóre šikmosti a špičatosti větších než 1,96 (Kim, 2013), přičemž jedna proměnná (levý zadní senzor po léčbě) představovala nenormálnost (šikmost = 2,09, špičatost = 4,11). Vzhledem k tomu, že pro neparametrická data neexistují alternativy ke dvoucestné analýze ANOVA, rozhodli jsme se analýzu přesto provést, jelikož analýzy ANOVA jsou považovány za robustní vůči odchýlkám od normality. Navíc t-testy nezávislých vzorků neprokázaly žádné rozdíly mezi skupinami, pokud jde o věk, výšku, hmotnost nebo BMI.

11 VÝSLEDKY

11.1 Výsledky k hypotéze 1

H1: Probandi využívající pomůcku OT při autoterapii budou mít po 6 týdnech lepší schopnost aktivace břišní stěny měřenou pomocí DNS Brace než probandi, kteří provádí autoterapii bez pomůcky.

V rámci skupiny kontrolní a experimentální nedošlo k statisticky významnému rozdílu na žádném ze sensorů, hypotézu proto zamítáme. Podle Tabulky 2 nedošlo k signifikantnímu rozdílu ani v čase.

Tabulka 2. Výsledky ANOVA pro porovnání v rámci skupin (experimentální s OhmTrakem a kontrolní) a času (před a po terapii)

	<i>df</i>	<i>F</i>	<i>P-hodnota</i>	η^2
Levý přední senzor				
Čas	(1; 18)	0,17	,684	,009
Skupiny	(1; 18)	3,88	,064	,177
Čas x Skupiny	(1; 18)	0,29	,598	,016
Levý zadní senzor				
Čas	(1; 18)	1,98	,176	,099
Skupiny	(1; 18)	0,50	,490	,027
Čas x Skupiny	(1; 18)	0,03	,872	,001
Pravý zadní senzor				
Čas	(1; 18)	3,44	,080	,161
Skupiny	(1; 18)	0,25	,625	,014
Čas x Skupiny	(1; 18)	0,15	,700	,008
Pravý přední senzor				
Čas	(1; 18)	0,06	,816	,003
Skupiny	(1; 18)	6,66	,019	,270
Čas x Skupiny	(1; 18)	0,11	,743	,006

Poznámky: Celkový počet probandů $N = 20$, kontrolní skupina $n = 10$, skupina s OhmTrakem $n = 10$, *df* stupeň volnosti, *F* rozptyl, η^2 podíl resp. % rozptylu
*Statisticky významné hodnoty (Bonferroniho korekce $P < 0,0125$)

11.1.1 Další zpracování výsledků k hypotéze 1

Zajímavé je porovnat výsledky skupiny kontrolní a experimentální v Tabulce 3. Pakliže hodnotíme nepřímo IAP z kvantitativního hlediska (kvalitu opomíjíme) a považujeme za zlepšení probandů nárůst hodnot (celkového tlaku proti sensorům), pak dochází ke zlepšení, resp. k nárůstu hodnot u kontrolní skupiny u všech 4 sensorů,

zatímco u experimentální se hodnoty zvyšují u zadních senzorů, u předních lehce klesají. Ani v jedné ze skupin však nejde o statisticky významné změny.

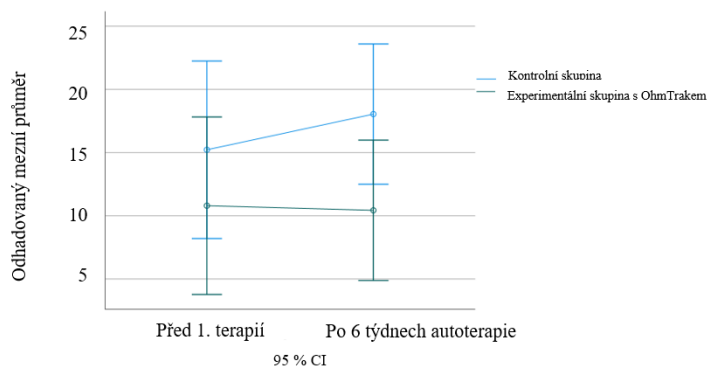
Tabulka 3. ANOVA a směrodatné odchylky

	Před 1. terapií <i>M (SD)</i>	Po 6 týdnech autoterapie <i>M (SD)</i>	Rozdíl průměrů	95 % <i>CI</i>	<i>P</i> -hodnota
Levý přední senzor					
Kontrolní skupina	15,22 (12,36)	18,05 (9,96)	-2,82	(-11,65; 6,00)	,510
Experimentální skupina	10,80 (8,39)	10,44 (6,37)	,364	(-8,46; 9,19)	,932
Levý zadní senzor					
Kontrolní skupina	34,35 (23,59)	52,83 (44,23)	-18,48	(-53,43; 16,48)	,281
Experimentální skupina	28,85 (20,52)	43,48 (45,37)	-14,63	(-49,59; 20,32)	,391
Pravý zadní senzor					
Kontrolní skupina	22,31 (18,10)	30,35 (25,18)	-8,04	(-24,34; 8,27)	,314
Experimentální skupina	15,94 (15,11)	28,27 (29,19)	-12,33	(-28,63; 3,97)	,129
Pravý přední senzor					
Kontrolní skupina	19,11 (11,30)	20,31 (10,10)	-1,20	(-7,47; 5,07)	,692
Experimentální skupina	11,40 (7,05)	11,19 (4,72)	,206	(-6,07; 6,48)	,946

Poznámky: Celkový počet probandů $N = 20$, kontrolní skupina $n = 10$, skupina s OhmTrakem $n = 10$, M průměrná hodnota, SD směrodatná odchylka

Na grafech 1-4 je pak názorně vidět porovnání hodnot jednotlivých senzorů u obou skupin před první a po šestitýdenní terapii v 95 % intervalu spolehlivosti. Graf č. 1 zobrazuje změnu hodnot před a po 6 týdnech autoterapie na levém předním senzoru, přičemž u kontrolní skupiny dochází k vzestupu, u experimentální k mírnému poklesu.

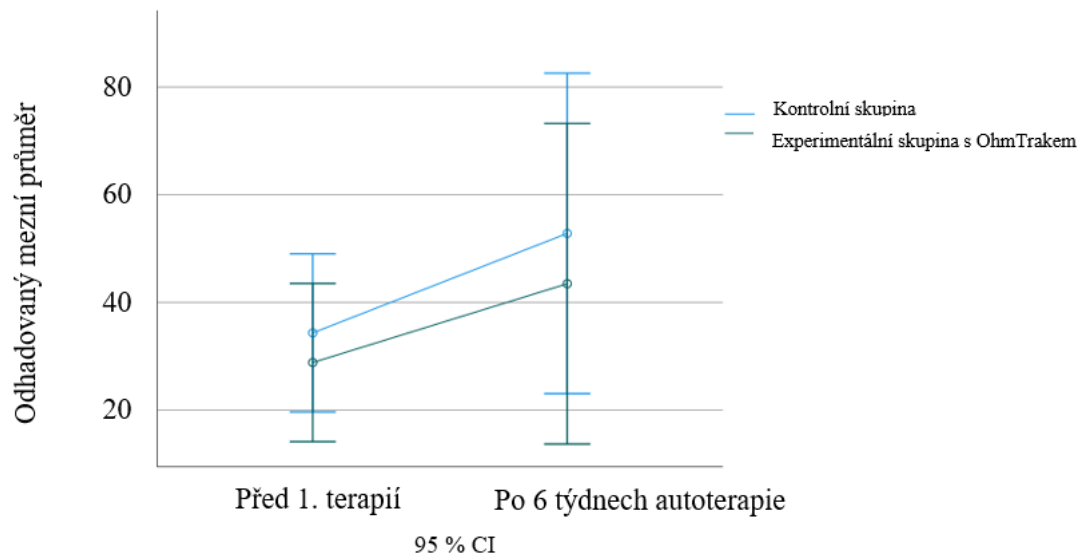
Graf č. 1: Hodnoty levého předního senzoru vzhledem k času



Poznámka: CI interval spolehlivosti

Graf č. 2 podobně jako Graf č. 1 zobrazuje změnu hodnot před a po 6 týdnech autoterapie na levém tentokrát zadním senzoru, u obou skupin dochází k vzestupu hodnot.

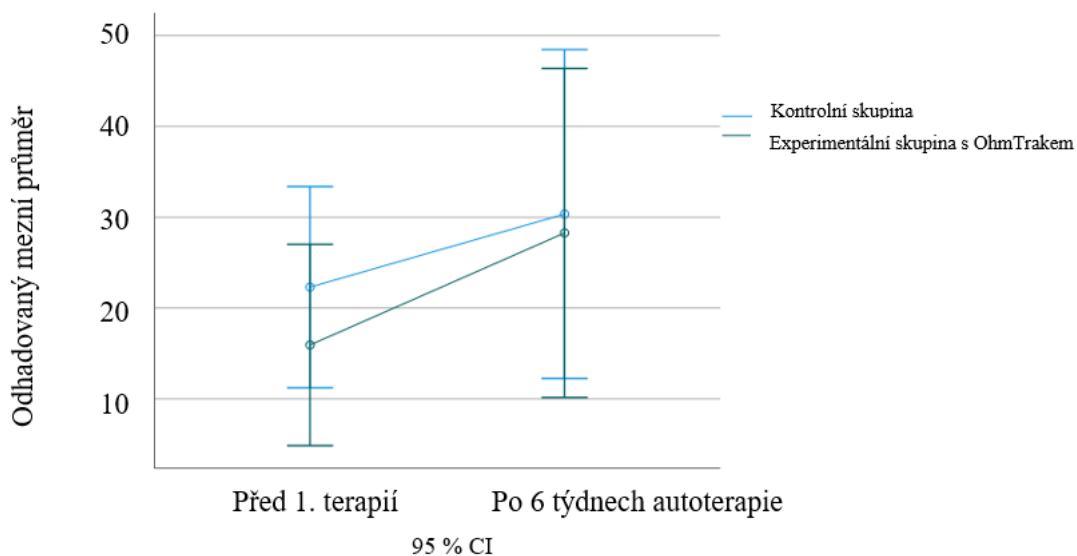
Graf č. 2: Hodnoty levého zadního senzoru vzhledem k času



Poznámka: CI interval spolehlivosti

Graf č. 3 zobrazuje změnu hodnot před a po 6 týdnech autoterapie na pravém zadním senzoru, přičemž u obou skupin dochází k vzestupu hodnot, výrazněji však ve skupině experimentální.

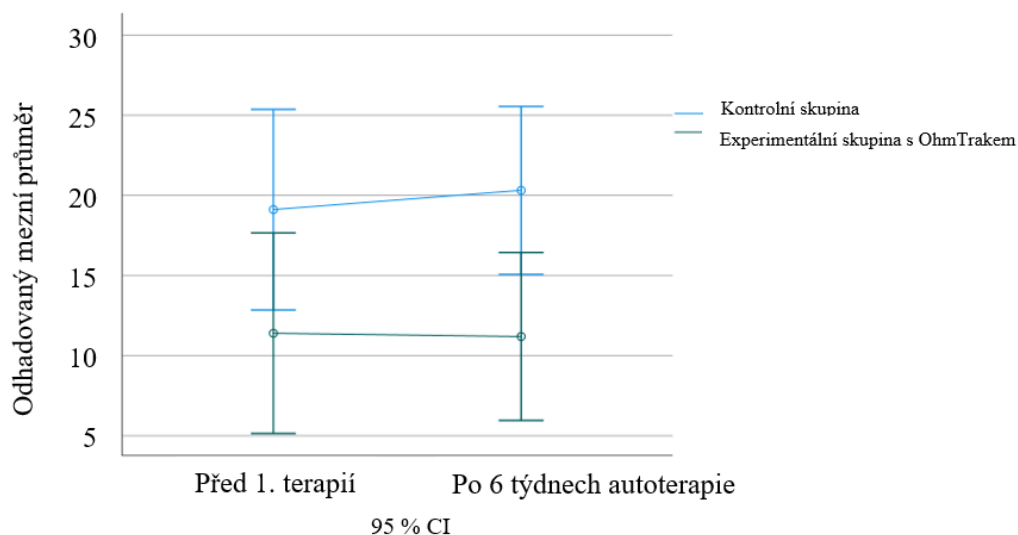
Graf č. 3: Hodnoty pravého zadního senzoru vzhledem k času



Poznámka: CI interval spolehlivosti

Graf č. 4 zobrazuje změnu hodnot před a po 6 týdnech autoterapie na pravém předním senzoru, v kontrolní skupině dochází k mírnému vzestupu, v experimentální k mírnému poklesu.

Graf č. 4: Hodnoty pravého předního senzoru vzhledem k času



Poznámka: CI interval spolehlivosti

Při zprůměrování všech 4 senzorů u obou skupin dochází dle průměrné hodnoty M k navýšení čísla v obou skupinách, nejedná se však v tomto vzorku probandů (20) o statistickou významnost.

Tabulka 4. Výsledky ANOVA pro porovnání v rámci skupin, [Průměrná hodnota (Směrodatná odchylka)] zprůměrovaných hodnot ze senzorů

	Před 1. terapií M (SD)	Po 6 týdnech autoterapie M (SD)	Rozdíl průměrů	95 % CI	P-hodnota
Všechny senzory					
Kontrolní	22,75 (10,97)	30,38 (14,69)	-7,63	(-20,62; 5,35)	,233
Experimentální	16,75 (11,20)	23,35 (14,64)	-6,60	(-19,58; 6,38)	,300
Přední senzory					
Kontrolní	17,17 (10,80)	19,18 (9,50)	-2,01	(-9,00; 4,98)	,553
Experimentální	11,10 (7,30)	10,81 (4,65)	,285	(-6,71; 7,28)	,933
Zadní senzory					
Kontrolní	28,33 (18,63)	41,59 (29,15)	-13,26	(-34,63; 8,12)	,209
Experimentální	22,39 (16,22)	35,88 (29,31)	-13,48	(-7,90; 34,86)	,202

Poznámky: Celkový počet probandů $N = 20$, kontrolní skupina $n = 10$, skupina s OhmTrakem $n = 10$, M průměrná hodnota, SD směrodatná odchylka

Při porovnání zprůměrovaných hodnot z předních senzorů mezi skupinami, dochází k signifikantnímu rozdílu $p = 0,024$, jak je znázorněno v Tabulce 5. Z grafů 1-4 je zřejmé, že ve prospěch skupiny kontrolní.

Tabulka 5. Výsledky ANOVA pro porovnání v rámci skupin (experimentální s OhmTrakem a kontrolní) a času (před a po terapii) a skupiny x času se zprůměrovanými hodnotami ze senzorů

	<i>df</i>	<i>F</i>	<i>P-hodnota</i>	η^2
Všechny senzory				
Čas	(1; 18)	2,65	,121	,128
Skupina	(1; 18)	2,89	,106	,138
Čas x Skupina	(1; 18)	0,66	,907	,001
Přední senzory				
Čas	(1; 18)	0,14	,718	,007
Skupina*	(1; 18)	6,08	,024*	,253
Čas x Skupina	(1; 18)	0,29	,631	,013
Zadní senzory				
Čas	(1; 18)	3,45	,080	,161
Skupina	(1; 18)	0,53	,477	,029
Čas x Skupina	(1; 18)	0,03	,988	,000

Poznámky: Celkový počet probandů $N = 20$, kontrolní skupina $n = 10$, skupina s OhmTrakem $n = 10$, *df* stupeň volnosti, *F* rozptyl, η^2 podíl resp. % rozptylu
*Signifikantní změna pozorovaná po šestitýdenní autoterapii mezi kontrolní a experimentální skupinou (Bonferroniho korekce $P < 0,0125$)

11.2 Výsledky k hypotéze 2

H2: U všech probandů neohledě na způsobu provádění autoterapie dojde ke zmírnění bolesti dle ODI. Pacienti cvičící s pomůckou OT dosáhnou výraznější úlevy než pacienti cvičící bez pomůcky OT.

U všech probandů ke zlepšení nedošlo, jak dokazují tabulky 6 a 7. V experimentální i kontrolní skupině byl přítomen 1 proband se zhoršením dle ODI a 1 proband bez jakékoliv změny (v Tabulce 6 a 7 označení *). Nicméně u obou skupin nastal statisticky významný rozdíl v čase po šestitýdenní terapii viz. Tabulka 8 ($p=0,001$).

Tabulka 6 znázorňuje experimentální skupinu probandů a jejich výsledky z dotazníku ODI, jednotliví probandí jsou z důvodu zachování anonymity označeni náhodnými písmeny. Ve skupině experimentální u probanda BY došlo ke zhoršení výsledků, u probanda GT nedošlo ke změně.

Tabulka 6. *Výsledky ODI jednotlivých probandů v experimentální skupině*

Probandi s OhmTrakem	Před 1. terapií	Po 6 týdnech terapie
AZ	66 %	22 %
BY*	10 %	12 %
CX	7 %	0 %
DW	27 %	12 %
EV	34 %	29 %
FU	34 %	20 %
GT*	14 %	14 %
HS	42 %	32 %
IR	22 %	12 %
JQ	8 %	4 %

* označen proband, u kterého nedošlo po 6 týdnech ke zlepšení v rámci dotazníku ODI

Tabulka 7 znázorňuje kontrolní skupinu probandů a jejich výsledky z dotazníku ODI, jednotliví probandí jsou z důvodu zachování anonymity označeni náhodnými písmeny. Ve skupině kontrolní u probanda VE došlo ke zhoršení výsledků, u probanda UF nedošlo ke změně.

Tabulka 7. *Výsledky ODI jednotlivých probandů v kontrolní skupině*

Probandi bez OhmTraku	Před 1. terapií	Po 6 týdnech terapie
ZA	26 %	4 %
YB	36 %	32 %
XC	20 %	14 %
WD	44 %	29 %
VE*	7 %	11 %
UF*	14 %	14 %
TG	27 %	20 %
SH	2 %	0 %
RI	10 %	4 %
QJ	14 %	4 %

* označen proband, u kterého nedošlo po 6 týdnech ke zlepšení v rámci dotazníku ODI

Tabulka 8 kromě statisticky významného rozdílu v čase ($p=0,001$) po šestitýdenní autoterapii popisuje, že mezi jednotlivými skupinami k statisticky významné změně nedošlo. Obě skupiny jak kontrolní, tak experimentální se po šesti týdenní autoterapii dle ODI zlepšily.

Tabulka 8. Výsledky ANOVA pro porovnání v rámci skupin (experimentální s OhmTrakem a kontrolní) a času (před a po terapii)

ODI	df	F	P-hodnota	η^2
Čas*	(1; 18)	14,32	,001*	,443
Skupiny	(1; 18)	0,65	,432	,035
Čas x Skupiny	(1; 18)	0,66	,429	,035

Poznámky: Celkový počet probandů $N = 20$, kontrolní skupina $n = 10$, skupina s OhmTrakem $n = 10$, df stupeň volnosti, F rozptyl, η^2 podíl resp. % rozptylu
*Statisticky významné hodnoty (Bonferroniho korekce $P < 0,0125$)

K výraznějšímu pokroku dle ODI došlo u skupiny experimentální s OhmTrakem ($p=0,004$) než kontrolní ($p=0,05$), což znázorňuje Tabulka 9.

Tabulka 9. Výsledky ANOVA, [Průměrná hodnota (směrodatná odchylka)]

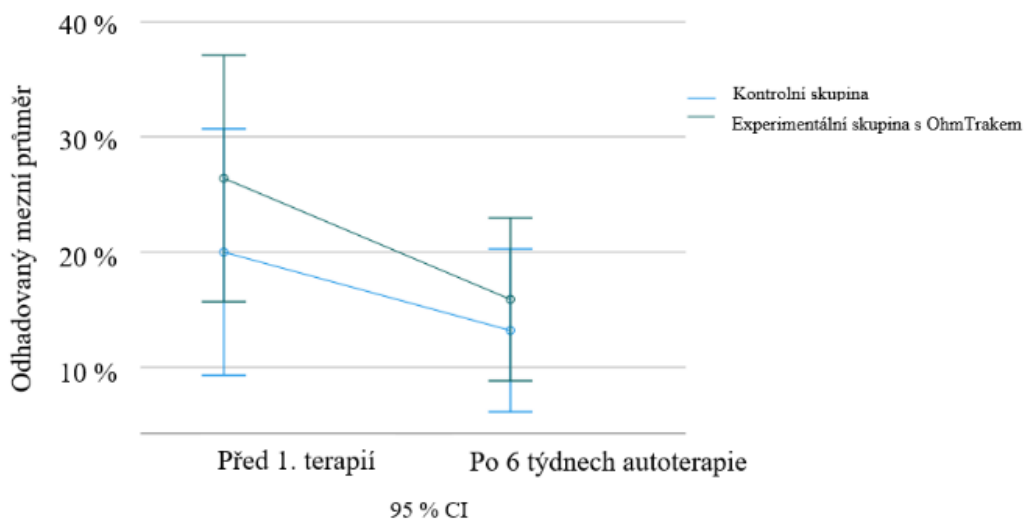
ODI	Před 1. terapií M (SD)	Po 6 týdnech autoterapie M (SD)	Rozdíl průměrů	95 % CI	P-hodnota
Kontrolní skupina	20,00 (13,26)	13,20 (10,97)	6,80	(0,10; 13,50)	,050
Experimentální skupina s OhmTrakem	26,40 (18,51)	15,90 (10,31)	10,50	(3,71; 17,29)	,004*

Poznámky. Celkový počet probandů $N = 20$, kontrolní skupina $n = 10$, skupina s OhmTrakem $n = 10$, ODI = Oswestry Disability Index, M průměrná hodnota, SD směrodatná odchylka, CI interval spolehlivosti

*Statisticky významné hodnoty (Bonferroniho korekce $P < 0,0125$)

V Grafu 5 je názorně zobrazena hodnota dle ODI u obou skupin v rámci času (šestitýdenní terapie) v 95 % intervalu spolehlivosti. Skupina experimentální vykazuje větší zlepšení než skupina kontrolní.

Graf č. 5: Hodnoty ODI v čase u obou skupin



Poznámka: CI interval spolehlivosti

Z analýzy jednotlivých kategorií v ODI došlo v průměru u obou skupin ke zlepšení ve všech kategoriích. U obou skupin probandi pocítovali na začátku největší obtíže při zvedání břemen, sezení a stání.

Zatímco v rámci skupiny experimentální došlo k významnému zlepšení v kategoriích cestování, společenského života, ale také sezení, u skupiny kontrolní došlo k lepším výsledkům v kategorii zvedání břemen a spaní. V rámci jednotlivců došlo ke zhoršení maximálně o 2 stupně, a to jen jednou, o 1 stupeň se zhoršili ze skupiny kontrolní 4 probandi, a to v kategoriích intenzita bolesti, zvedání břemen a sezení. V rámci skupiny experimentální pak také 4 probandi, a to v kategorii zvedání břemen, stání a sexuálního života.

DISKUZE

U pacientů s chronickou nespecifickou bolestí bederní páteře má stabilizace trupu velké terapeutické účinky, které snižují intenzitu bolesti, funkční postižení a zlepšují kvalitu života (Frizziero, 2021; Ghavipanje, 2022; Salik Sengul, 2021). Studie naznačují, že stabilizace trupu jako forma cvičení je účinnější než odpočinek nebo minimální aktivita (Paungmali, 2017; Noormohammadpour, 2018). V kombinaci s jinými typy cvičení se zdá být pro pacienty s chronickou bolestí bederní páteře účinnější (Frizziero, 2021). Z toho důvodu bylo všem probandům v této studii indikováno cvičení dle konceptu Dynamické neuromuskulární stabilizace (DNS).

Pozitivní výsledky má metoda DNS i z dlouhodobého hlediska a slouží tak jako prevence vzniku dalších obtíží, a to nezávisle na věku či pohlaví (Bocarius, 2008). Lee a Choi např. ve své studii porovnávali efekt cvičení dle DNS a konvenčního stabilizačního cvičení u chronických hemiparetických pacientů po CMP. Po čtyřtýdenní intervenci došlo ke zlepšení v obou skupinách, nicméně v DNS skupině došlo k lepší schopnosti anticipační posturální korekce (APA), která předpovídá úroveň poruchy rovnováhy a s tím související riziko pádu. Po dvou letech od intervence zůstala statisticky významná pouze škála hodnotící pády (Falls Efficacy Scale), a to ve prospěch skupiny DNS (Lee, 2018).

Přestože studií prokazujících pozitivní přínos DNS je relativně velký počet (viz. výše a další), publikovaných klinických studií o využití DNS u pacientů trpících chronickou bolestí bederní páteře je zatím pomálu (Ghavipanje, 2022; Novak, 2022; Kobesova, 2018). Mnoho studií popisuje pozitivní účinek stabilizačních cvičení na úlevu od bolesti hodnocenou pomocí dotazníků ODI u pacientů s vertebrogenními obtížemi (Suh, 2019; Coulombe, 2017; Frizziero, 2021). I v této studii byl po šestitýdenní terapii zaznamenán pozitivní přínos cvičení DNS na úlevu od chronické bolesti bederní páteře u obou skupin, jak dokazují výsledky z dotazníku ODI, přičemž u skupiny cvičící s pomůckou OT bylo zlepšení signifikantní ($p=0,004$), zatímco u kontrolní skupiny bez OT bylo zlepšení na hranici statistické významnosti ($p=0,05$) (Tabulka 7 a Graf 5). Studie v rámci této diplomové práce taktéž potvrzuje statisticky významné zmírnění bolesti po šesti týdenním cvičení dle DNS, a to jak s pomůckou OT, tak bez pomůcky ($p=0,001$). Tato předkládaná studie je první studií, která hodnotí efekt DNS cvičení u pacientů s

CLBP nejen pomocí subjektivního dotazníku ale i objektivně, pomocí měření schopnosti aktivace břišní stěny.

Žijeme v době, kdy je snaha mít všechny postupy vědecky ověřené, objektivně porovnatelné, zaznamatelné nejlépe v číselné hodnotě. Pojem „Evidence based medicine“ se stal jakýmsi standardem pro současnou lékařskou a vědeckou společnost. Vlivem toho se i DNS musí ubírat tímto směrem. Nedávno tak např. vyšel odborný článek s návrhem nového vyšetřujícího protokolu, jenž popisuje soubor jedenácti DNS testů, které se nejčastěji využívají při klinickém hodnocení kvality posturální stabilizace a pomáhají terapeutům odhalit klíčovou dysfunkční oblast (Kobesova, 2020). Pro číselné vyjádření objektivizace DNS terapie slouží např. nový moderní přístroj DNS Brace (Jacisko, 2021), v dřívějších pracích přístroj Ohm Belt, dnes nazývaný OhmTrak (Novak, 2021b). Oba tyto přístroje byly využity také v této práci.

Tato diplomová práce navazuje na předešlý výzkum a obohacuje ho o využití OhmTraku u nejčastější skupiny pacientů z běžné ambulantní praxe. Jelikož z předchozího výzkumu vyplývá, že v hodnocení aktivace IAP vychází velmi dobře Brániční test (Jacisko, 2021), byl také použit v naší praktické části. Pokyny pro pacienty byly podobné jako ve své studii použila Malátová (Malátová, 2013).

Hlavním cílem této práce bylo porovnat, zda má přístroj OhmTrak, díky kterému měli probandi možnost biofeedbacku i v rámci autoterapie dle DNS, pozitivní vliv na schopnost aktivace břišní stěny. OhmTrak byl navržen MUDr. Miroslavem Navrátelem, který sám trpěl na bolesti zad. Protože je DNS poměrně složitě uchopitelný koncept, je při terapii DNS někdy obtížné pacientům vysvětlit, jak správně aktivovat bránici při dýchání a jiných posturálně náročnějších úkonech. Použití biofeedbacku poskytuje pacientům se senzomotorickým deficitem možnost znovu vyhodnocovat různé fyziologické reakce a případně se naučit tyto reakce ovládat. Celkově lze říci, že biofeedback může zvyšovat neuroplasticitu zapojením pomocných sensorických vstupů, čímž se stává vhodným nástrojem pro terapii (Huang, 2006). Očekávali jsme proto, že se u skupiny experimentální s přístrojem OhmTrak hodnoty tlaků proti sensorům zvýší podstatně více než u skupiny kontrolní. Z tabulky č. 2 ale vyplývá, že ani u jednoho senzoru v rámci skupiny kontrolní a experimentální k statisticky významnému rozdílu nedošlo. Můžeme tedy spekulovat, co bylo příčinou jiných výsledků, než jsme očekávali.

Důvodů může být více. Jako jedním z nich se jeví, že účinek biofeedbacku má dřívejší nástup než po 6 týdnech, tedy že pacienti, kteří využíval pomůcku OT mohli dosáhnout rychleji schopnosti aktivace břišní stěny než skupina kontrolní. Je možné, že po delší době byla již schopnost aktivace IAP u obou skupin srovnatelná, tedy že kontrolní skupina vlivem delšího časového úseku „dohnala“ skupinu experimentální. K potvrzení této hypotézy by bylo potřeba provádět měření aktivace břišní stěny častěji, např. 2x týdně hlavně během prvních týdnů studie, aby bylo zjištěno, zda má biofeedback, konkrétně pomůcka OT vliv na rychlost učení, resp. na schopnost aktivace břišní stěny. Vliv biofeedbacku na rychlost učení by mohla potvrdit studie od Čakrta, který popisuje signifikantní účinek vizuálního feedbacku na posturální stabilitu u pacientů po operaci vestibulárního schwannomu již po 2 týdnech. Po delší době již nebyl rozdíl v porovnání zaznamenán (Čakrt, 2010). Nicméně jedná se o pacienty s odlišnou diagnózou a jiným druhem feedbacku. Přípravuje se však nová studie, která by měla zahrnovat zdravé probandy i probandy s bolestmi bederní páteře, a také feedback se senzory a jejich vliv na posturální stabilitu. Tato studie by měla hodnotit probandy po 3 týdnech, a poté po 6 týdnech terapie (Meinke, 2021) – tím by se mohlo ozřejmit, zda je tato hypotéza platná a zda biofeedback může motorické učení i v tomto případě urychlit.

Zajímavé je, že statisticky významný rozdíl v rámci skupin nebyl pozorován ani u jednoho senzoru. Nicméně při bližším zkoumání Tabulky č. 2 vychází v rámci skupin s poměrně nízkou p hodnotou pravý přední senzor ($p = 0,019$) a s docela podobným číslem ($p=0,064$) i levý přední senzor. Statisticky však oba nevýznamné. U obou předních senzorů by však bylo zvýšení ve prospěch skupiny kontrolní (jak ukazují Grafy 1 a 4). Jelikož velká část probandů s OhmTrakem cvičila se senzorem připnutým zezadu v oblasti trigonum lumbale, je možné, že se naučili více směřovat tlak do zadní oblasti trupu, což by mohlo hrát roli ve vysvětlení této deviace ve výsledcích. Tato myšlenka by však pro své potvrzení potřebovala další rozsáhlý výzkum, a tak ji nemůžeme považovat za nic jiného než pouhou hypotézu.

Podobnou studií se zabývala i Malátová, která hodnotila 46 zdravých probandů ve věku 12-16 let před a po šestitýdenní terapii. Měření prováděla dynamometrem pouze dvěma zadními senzory. Využila také Bráničního testu. Probandi však necvičili s přístrojem OhmTrak, proto výsledky nelze porovnat s naší experimentální skupinou, ale pouze se skupinou kontrolní. V její studii došlo k statisticky významné změně – téměř u

všech probandů se zvýšily počáteční hodnoty naměřené z obou senzorů (Malátová, 2013). Při zprůměrování hodnot měřených za 9 sekund a porovnání těchto hodnot před a po terapii u naší kontrolní skupiny, dochází ke snížení na levém zadním senzoru u 3 probandů (2 ženy a 1 muž) u 1 probanda (žena) ke stejnému tlaku. Na pravém zadním senzoru pak ke snížení u 2 (žena a muž) probandů z 10. Nicméně i Malátová ve své studii s mladými zdravými probandy má čtyři dívky, u nichž se hodnoty po šestitýdenní terapii zmenšily a jednu, u které na senzoru zůstaly stejné. Popisuje rozdíl mezi dívkami a chlapci, u chlapců došlo vždy ke zvýšení hodnot. V naší studii ale byli probandy pacienti s chronickou bolestí zad ve středním věku, bez přihlédnutí k pohlaví. Je možné, že někteří pacienti potřebovali pro zvýšení hodnot zaznamenaných na DNS Brace delší terapii. Navíc s Malátovou nelze porovnat skupinu experimentální, probandi u Malátové neměli k dispozici biofeedback ve formě OhmTraku. Výsledek hypotézy 1 tak porovnat nemůžeme.

11.3 Limity a doporučení pro další výzkum

Účelem této studie bylo porovnávat výsledky dvou skupin, kontrolní a experimentální. Největším nedostatkem se jeví malý počet probandů v každé skupině, který byl pravděpodobně nejvíc ovlivňující faktor. Probandů by pro větší statistickou významnost bylo potřeba dle programu G*Power 3.1 alespoň 34, proto tato diplomová práce může sloužit spíše jako pilotní studie.

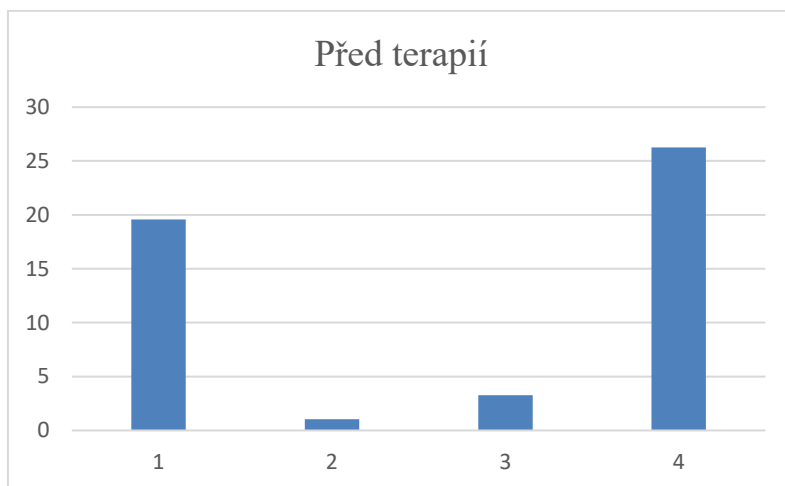
Dalším z nedostatků je hodně nespecifická skupina pacientů s chronickými vertebrogenními obtížemi, v příští studii by proto mohlo být vhodné stanovit přesnější kritéria pro zařazení probandů. Vzhledem k výzkumu Malátové by pro statistické zpracování dat bylo také vhodné hodnotit zvlášť muže a ženy (Malátová, 2013), případně provést měření po delší dobu než 9 s nebo i v jiné poloze než statické. Jedná se ale o vůbec první práci, která zkoumá možnost využití Ohm Beltu (OhmTraku) v terapii u pacientů s chronickou bolestí bederní páteře.

Navíc v současné době chybí metodika pro vyhodnocení dat expanze břišní stěny. Nemáme dostatečná data, podle kterých by se dalo zhodnotit, zda zvýšení absolutních hodnot z měření přístrojem DNS Brace znamená skutečně zlepšení, případně jaká je „normální“ hodnota tlaku proti senzorům, nebo jaká hodnota už u pacienta znamená funkční deficit. Je vůbec možné takovou hranici stanovit? A hrají zde roli také faktory

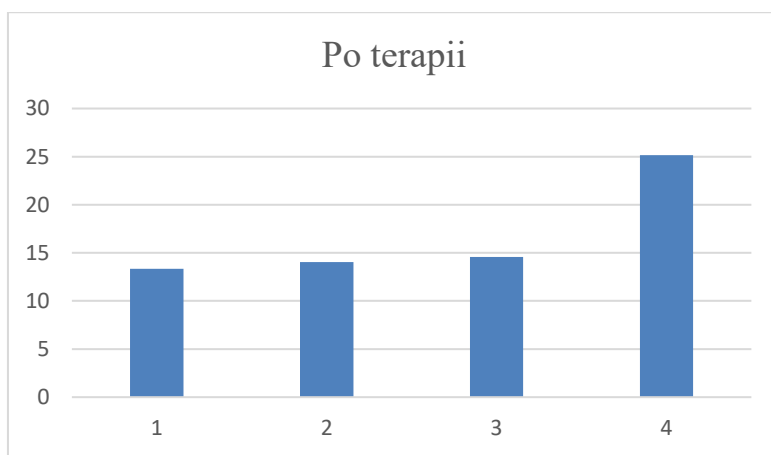
jako pohlaví, věk apod.? Na všechny tyto otázky bude potřeba hledat odpovědi v případných budoucích studiích s cílem vytvoření standardizované metodiky.

Další otázkou je, zda a do jaké míry lze hodnoty expanze břišní stěny použít pro nepřímý odhad hodnot IAP. Z podstaty věci by se zvýšení IAP mělo v pozitivním slova smyslu promítnout i na hodnotách expanze břišní stěny. Z praxe však můžeme zjistit, že mezi oběma hodnotami jsou poměrně velké rozdíly. Velkým úspěchem je, že Novák ve své studii popisuje silnou korelaci IAP měřeného pomocí anorektální manometrie s měřením přístroje DNS Brace (Novak, 2021a) – ukázalo se však, že hodnoty IAP z anorektální sondy byly několikanásobně menší než hodnoty expanze břišní stěny měřené pomocí DNS Brace. Můžeme tak usuzovat, že absolutní hodnota IAP zaujímá v měření expanze břišní stěny pouze určitou část – ve zbytku sehrává pravděpodobně roli tlak břišních svalů na senzory (trofika/aktivita) a mechanické vlastnosti měřených tkání v kontaktu se senzory (např. množství tuku). Je proto nejisté po několikátýdenní terapii určit, jakou roli na zvýšení hodnot sehrál zvýšený IAP a jakou např. zvýšená trofika svalstva, případně větší nábor motorických jednotek po tréninku. Vhodné by proto bylo provést studii porovávající hodnoty anorektální manometrie a DNS Brace u probandů před a po několikátýdenní terapii – tím by se dalo sledovat, zda se procentuální podíl IAP na hodnotách expanze břišní stěny po terapii nezměnil a zda se dá měření k jeho odhadu spolehlivě využít.

Naše výsledky také mohou být zavádějící, protože terapie dle DNS se zaměřuje především na kvalitu funkce posturálního systému (Kolář, 2012), nikoliv na kvantitu vyvíjeného tlaku. Do budoucna by tedy mohlo být zajímavé zjistit, zda by přístroj DNS Brace mohl být využit pro kvalitativní, nikoliv pouze kvantitativní hodnocení. Za fyziologické situace by měl být IAP úměrně vyvíjen do všech stran (Norris, 2008). Při měření by se tedy také mohla hodnotit schopnost koaktivace svalstva, tzn. zda je pacient schopen na jednotlivé senzory vyvíjet rovnoměrně podobný tlak, případně zda po terapii došlo k přiblížení jednotlivých hodnot ze sensorů. Jako příklad lze uvést jednu pacientku z kontrolní skupiny, která po terapii vykazovala větší hodnoty tlaků na dvou senzorech, na druhých dvou však klesly. Celkově se ale hodnoty ze všech sensorů k sobě přiblížily, z čehož by se dalo usuzovat, že se naučila lepší schopnosti koaktivace (viz níže Graf č. 6 a Graf č. 7). K ozřejmění těchto myšlenek však bude zapotřebí ještě další výzkum.

Graf č. 6: Hodnoty senzorů probanda z kontrolní skupiny před intervencí

Poznámka: 1 Levý přední senzor, 2 Levý zadní senzor, 3 Pravý zadní senzor, 4 Pravý pření senzor

Graf č. 7: Hodnoty senzorů probanda z kontrolní skupiny po intervencí

Poznámka: 1 Levý přední senzor, 2 Levý zadní senzor, 3 Pravý zadní senzor, 4 Pravý pření senzor

ZÁVĚR

Jedná se o pilotní studii poukazující na možnost využití přístroje OhmTrak v rámci autoterapie u pacientů s chronickou bolestí bederní páteře cvičících dle konceptu Dynamické neuromuskulární stabilizace.

Teoretickou část této práce tvoří základní poznatky o vertebrogenních obtížích a jejich možných příčinách. Na základě toho teoretická část definuje posturu, posturální stabilitu, stabilizaci i reaktibilitu a popisuje vliv nitrobršního tlaku na stabilitu páteře. Následně se věnuje možnosti terapie vertebrogenních obtíží pomocí metody DNS. V teoretické části je také zahrnut popis přístroje DNS Brace a OhmTrak využívaných v praktické části.

Praktická část si vyžádala dobu zpracování delší jak rok, protože terapie jednoho probanda trvala 6 týdnů a v běžném ambulantním režimu nebylo možné zkoordinovat na výzkumnou část tolik probandů najednou. Zahrnuto bylo 20 probandů randomizovaně rozdělených do dvou skupin – experimentální a kontrolní. V experimentální skupině cvičili probandi v autoterapii s přístrojem OhmTrak, v kontrolní skupině neměli tento biofeedback k dispozici. Studie byla jednostranně zaslepená tak, že všichni probandi byli měřeni na začátku a po skončení intervence jednou osobou, která nebyla obeznámena s jejich zařazením do skupin. Měření probíhalo pomocí přístroje DNS Brace, který zaznamenává hodnoty z tlakových senzorů připevněných na břišní stěnu. Zároveň probandi vyplňovali certifikovaný dotazník Oswestri Disability Index, který hodnotí míru subjektivních obtíží pacientů, opět na začátku a na konci terapie.

Prokázali jsme, že po šestitýdenní terapii byl zaznamenán pozitivní přínos cvičení DNS na úlevu od subjektivních obtíží dle ODI u obou skupin. U skupiny experimentální cvičící s pomůckou OT bylo zlepšení signifikantní, u skupiny kontrolní cvičící bez pomůcky bylo zlepšení na hranici statistické významnosti. Při hodnocení přístrojem DNS Brace nebyl v rámci skupin ani mezi skupinami pozorován statisticky významný rozdíl na žádném ze senzorů.

REFERENČNÍ SEZNAM

AKBARI, Asghar, Samane KHORASHADIZADEH a Gholam ABDI, 2008. The effect of motor control exercise versus general exercise on lumbar local stabilizing muscles thickness: Randomized controlled trial of patients with chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. **21**(2), 105-112. ISSN 18786324. Dostupné z: doi:10.3233/BMR-2008-21206

AMBLER, Zdeněk, 2011. *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. 7. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-707-3.

BASMAJIAN, J.V., 1989. *Biofeedback: principles and practice for clinicians*. 3rd edition. London: Williams & Wilkins.

BERGMARK, Anders, 1989. Stability of the lumbar spine. *Acta Orthopaedica Scandinavica* [online]. **60**(230), 1-54 [cit. 2022-07-29]. ISSN 0001-6470. Dostupné z: doi:10.3109/17453678909154177

BOCARIUS, V., 2008. Long-term efficacy of Dynamic Neuromuscular Stabilization in Treatment of Chronic Musculoskeletal pain. *Age*. **18**(25), 1-2.

BODEN, S, D DAVIS, T DINA, N PATRONAS a S WIESEL, 1990. Abnormal magnetic-resonance scans of the lumbar spine in asymptomatic subjects. A prospective investigation. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. **72**(3), 403-408.

BORESTEIN, D. a A. CALIN, 2012. *Fast facts: low back pain*. 2. Abingdon: Oxford: Health Press. ISBN 978-1-908541-10-9.

BORIKOVÁ, A., J. GALLO a M. NAKLÁDALOVÁ, 2015. Degenerativní onemocnění bederní páteře, hlavní diagnostické jednotky. *Pracovní lékařství*. **67**(2), 54-60.

BRUMAGNE, Simon, Paul CORDO, Roeland LYSSENS, Sabine VERSCHUEREN a Stephan SWINNEN, 2000. The Role of Paraspinal Muscle Spindles in Lumbosacral Position Sense in Individuals With and Without Low Back Pain. *Spine* [online]. **25**(8), 989-994 [cit. 2022-07-26]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi:10.1097/00007632-200004150-00015

- BURCHIEL, Kim, Valerie ANDERSON, Billie WILSON, Darryl DENISON, Kern OLSON a Deborah SHATIN, 1995. Prognostic Factors of Spinal Cord Stimulation for Chronic Back and Leg Pain. *Neurosurgery* [online]. **36**(6), 1118-1134 [cit. 2022-08-08]. ISSN 0148-396X. Dostupné z: doi:10.1227/00006123-199506000-00006
- COULOMBE, Brian, Kenneth GAMES, Elizabeth NEIL a Lindsey EBERMAN, 2017. Core Stability Exercise Versus General Exercise for Chronic Low Back Pain. *Journal of Athletic Training* [online]. **52**(1), 71-72 [cit. 2022-07-29]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: doi:10.4085/1062-6050-51.11.16
- CRASTO, Carlos, António MONTES, Paulo CARVALHO a José CARRAL, 2019. Pressure biofeedback unit to assess and train lumbopelvic stability in supine individuals with chronic low back pain. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. **31**(10), 755-759 [cit. 2022-08-07]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.31.755
- ČAKRT, Ondřej, Martin CHOVANEC, Tomáš FUNDA, Petra KALITOVÁ, Jan BETKA, Eduard ZVĚŘINA, Pavel KOLÁŘ a Jaroslav JEŘÁBEK, 2010. Exercise with visual feedback improves postural stability after vestibular schwannoma surgery. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. **267**(9), 1355-1360. ISSN 0937-4477. Dostupné z: doi:10.1007/s00405-010-1227-x
- ČÁPOVÁ, Jarmila, 2016. *Od posturální ontogeneze k terapeutickému konceptu*. 1. Ostrava: Repronis. ISBN 978-80-7329-418-2.
- ČIHÁK, Radomír, 2001-2004. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 80-716-9970-5.
- DAGGFELDT, K. a A. THORSTENSSON, 1997. The role of intra-abdominal pressure in spinal unloading. *Journal of Biomechanics* [online]. **30**(11-12), 1149-1155 [cit. 2022-07-18]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(97)00096-1
- DAŇKOVÁ, Šárka a Jana OTÁHALOVÁ, 2017. Zdravotní stav české populace podle výběrového šetření o zdraví EHIS. *Demografie*. **59**(3), 258-272.
- DAVIS, P. a J. TROUP, 2007. Pressures in the trunk cavities when pulling, pushing and lifting. *Ergonomics*. **7**(4), 465-474. ISSN 0014-0139. Dostupné z: doi:10.1080/00140136408930764

- DRISCOLL, Mark a Leonid BLYUM, 2019. Investigation of the inter-dependence between intra-abdominal pressure and spinal stability. *Clinical Biomechanics* [online]. **69**, 164-167 [cit. 2022-08-06]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.07.018
- EHSANI, Fatemeh, Rozita HEDAYATI, Rasool BAGHERI a Shapour JABERZADEH, 2020. The Effects of Stabilization Exercise on the Thickness of Lateral Abdominal Muscles During Standing Tasks in Women With Chronic Low Back Pain: A Randomized Triple-Blinded Clinical Trial Study. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. **29**(7), 942-951 [cit. 2022-08-07]. ISSN 1056-6716. Dostupné z: doi:10.1123/jsr.2019-0058
- ESSENDROP, M., B. SCHIBYE a C. HYE-KNUDSEN, 2002b. Intra-abdominal pressure increases during exhausting back extension in humans. *European Journal of Applied Physiology* [online]. **87**(2), 167-173 [cit. 2022-08-06]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-002-0620-6
- ESSENDROP, M, T.B ANDERSEN a B SCHIBYE, 2002a. Increase in spinal stability obtained at levels of intra-abdominal pressure and back muscle activity realistic to work situations. *Applied Ergonomics* [online]. **33**(5), 471-476 [cit. 2022-07-18]. ISSN 00036870. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-6870(02)00028-5
- FAUSTINO, Daniela, Adriane VIEIRA, Cláudia CANDOTTI, Emanuelle DETOGNI SCHMIT, Morgana RIOS XAVIER, Victória LUNELLI a Jefferson LOSS, 2021. Repeatability and reproducibility of the pressure biofeedback unit. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. **27**, 560-564 [cit. 2022-08-07]. ISSN 13608592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2021.04.017
- FRANK, Clare, Alena KOBESOVÁ a Pavel KOLÁŘ, 2013. Dynamic neuromuscular stabilization & Sports rehabilitation. *International journal of sports physical therapy* [online]. **8**(1), 62-73 [cit. 2022-07-20]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3578435/>
- FRIZZIERO, Antonio, Giacomo PELLIZZON, Filippo VITTADINI, Davide BIGLIARDI a Cosimo COSTANTINO, 2021. Efficacy of Core Stability in Non-Specific Chronic Low Back Pain. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*

[online]. **6**(2), 1-20 [cit. 2022-07-28]. ISSN 2411-5142. Dostupné z:
doi:10.3390/jfmk6020037

FÜGNER, Dušan a Radan VOLNOHRADSKÝ, 2006. Syndrom břišního přetlaku: Abdominální kompartment syndrom. *Urologie pro Praxi*. **1**(1), 8–11.

FUSCO, Mark, R. MARTIN a and CHANG, 2001. Estimation of Intra-abdominal Pressure by Bladder Pressure Measurement: Validity and Methodology. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care* [online]. **50**(2), 297-302 [cit. 2022-08-07]. ISSN 1079-6061. Dostupné z: doi:10.1097/00005373-200102000-00016

FUSHIMI, Yuki, Koji OTANI, Ryoji TOMINAGA, Masataka NAKAMURA, Miho SEKIGUCHI a Shin-ichi KONNO, 2021. The association between clinical symptoms of lumbar spinal stenosis and MRI axial imaging findings. *FUKUSHIMA JOURNAL OF MEDICAL SCIENCE* [online]. **67**(3), 150-160 [cit. 2022-07-09]. ISSN 0016-2590. Dostupné z: doi:10.5387/fms.2021-22

GHAVIPANJE, Vajihe, Nasser RAHIMI a Farideh AKHLAGHI, 2022. Six Weeks Effects of Dynamic Neuromuscular Stabilization (DNS) Training in Obese Postpartum Women With Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *Biological Research For Nursing* [online]. **24**(1), 106-114 [cit. 2022-07-27]. ISSN 1099-8004. Dostupné z: doi:10.1177/10998004211044828

GILL, Karl a Michael CALLAGHAN, 1998. The Measurement of Lumbar Proprioception in Individuals With and Without Low Back Pain. *Spine* [online]. **23**(3), 371-377 [cit. 2022-07-26]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi:10.1097/00007632-199802010-00017

GRACOVETSKY, S, H FARFAN a C HELLEUR, 1985. The Abdominal Mechanism. *Spine* [online]. **10**(4), 317-324 [cit. 2022-07-29]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi:10.1097/00007632-198505000-00005

GUO, Jianqiao, Wei GUO a Gexue REN, 2021. Embodiment of intra-abdominal pressure in a flexible multibody model of the trunk and the spinal unloading effects during static lifting tasks. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* [online]. **20**(4), 1599-1626 [cit. 2022-07-19]. ISSN 1617-7959. Dostupné z: doi:10.1007/s10237-021-01465-1

- HAKL, Marek, 2018. Léčba bolestí zad. *Časopis lékařů českých*. **157**(2), 62-66.
- HENRY, Sharon a Deydre TEYHEN, 2007. Ultrasound Imaging as a Feedback Tool in the Rehabilitation of Trunk Muscle Dysfunction for People With Low Back Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **37**(10), 627-634 [cit. 2022-08-07]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2007.2555
- HODGES, Paul, Andrew CRESSWELL, Karl DAGGFELDT a Alf THORSTENSSON, 2001. In vivo measurement of the effect of intra-abdominal pressure on the human spine. *Journal of Biomechanics* [online]. **34**(3), 347-353 [cit. 2022-07-18]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(00)00206-2
- HODGES, Paul a Carolyn RICHARDSON, 1996. Inefficient Muscular Stabilization of the Lumbar Spine Associated With Low Back Pain. *Spine* [online]. **21**(22), 2640-2650 [cit. 2022-07-23]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi:10.1097/00007632-199611150-00014
- HODGES, Paul, A.E. ERIKSSON, Debra SHIRLEY a Simon GANDEVIA, 2005. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* [online]. **38**(9), 1873-1880 [cit. 2022-07-18]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2004.08.016
- HORÁKOVÁ, M. a Č. NEORAL, 2009. Pooperační sledování perfuze gastroplastiky jícnu. *Rozhledy v chirurgii*. **88**(1), 18-20.
- HUANG, He, Steven WOLF a Jiping HE, 2006. Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. **3**(1), 1-12. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-3-11
- HU, Chengxiang, Baocheng LIN, Zhixing LI, Xiaozhuan CHEN a Kun GAO, 2021. Spontaneous regression of a large sequestered lumbar disc herniation: a case report and literature review. *Journal of International Medical Research* [online]. **49**(11), 1-9 [cit. 2022-07-09]. ISSN 0300-0605. Dostupné z: doi:10.1177/03000605211058987
- CHADHA, Manish, Amit SRIVASTAVA, Vipin KUMAR a Anupama TANDON, 2022. Disc Degeneration in Lumbar Spine of Asymptomatic Young Adults: A Descriptive Cross-Sectional Study. *Indian Journal of Orthopaedics* [online]. **56**(6),

1083-1089 [cit. 2022-07-09]. ISSN 0019-5413. Dostupné z: doi:10.1007/s43465-022-00619-2

CHANG, Wen-Dien, Hung-Yu LIN a Ping-Tung LAI, 2015. Core strength training for patients with chronic low back pain. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. **27**(3), 619-622 [cit. 2022-07-26]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.27.619

CHA, Young, Hyunsik YOON, Do JUNG, Jongseok HWANG a Joshua YOU, 2018. The Best Lumbothoracic-Cervical Chain Stabilization Exercise for Longus Colli Activation. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*. **8**(1), 84-87. ISSN 2156-7018. Dostupné z: doi:10.1166/jmihi.2018.2237

CHOLEWICKI, J., S. MCGILL a R. NORMAN, 1991. Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. **23**(10), 1179–1186.

CHOLEWICKI, Jacek, Krishna JULURU a Stuart MCGILL, 1999. Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* [online]. **32**(1), 13-17 [cit. 2022-07-18]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(98)00129-8

JACISKO, Jakub, Martin STRIBRNY, Jakub NOVAK, Andrew BUSCH, Pavel CERNY, Pavel KOLAR a Alena KOBESOVA, 2021. Correlation between palpatory assessment and pressure sensors in response to postural trunk tests. *Isokinetics and Exercise Science*. **29**(3), 299-308. ISSN 09593020. Dostupné z: doi:10.3233/IES-205238

JEBAVY, Radim, Jiří BALÁŠ, Helena VOMACKOVA, Jakub SZARZEC a Petr STASTNY, 2020. The Effect of Traditional and Stabilization-Oriented Exercises on Deep Stabilization System Function in Elite Futsal Players. *Sports*. **8**(12), 1-10. ISSN 2075-4663. Dostupné z: doi:10.3390/sports8120153

JETHANI, Suneel, 2021. *The Politics and Possibilities of Self-Tracking Technology: Data, Bodies and Design*. 1st edition. United Kingdom: Emerald Group Publishing. ISBN 978-1-80043-339-7.

- KAHERE, Morris a Themba GININDZA, 2020. The burden of non-specific chronic low back pain among adults in KwaZulu-Natal, South Africa: a protocol for a mixed-methods study. *BMJ Open* [online]. **10**(9), 1-7 [cit. 2022-08-03]. ISSN 2044-6055. Dostupné z: doi:10.1136/bmjopen-2020-039554
- KAPANJI, I. A., 1974. *The physiology of the joints: volume 3: The trunk and the vertebral column*. 2. Edinburgh London and New York: Churchill Livingstone.
- KEITH, A., 1923. Hunterian Lectures On Man's Posture: Its evolution and disorders. *BMJ* [online]. **1**(3249), 587-590 [cit. 2022-07-18]. ISSN 0959-8138. Dostupné z: doi:10.1136/bmj.1.3249.587
- KIM, Hae-Young, 2013. Statistical notes for clinical researchers: assessing normal distribution (2) using skewness and kurtosis. *Restorative Dentistry & Endodontics* [online]. **38**(1), 52-54 [cit. 2022-08-07]. ISSN 2234-7658. Dostupné z: doi:10.5395/rde.2013.38.1.52
- KOBESOVA, Alena, 2010. Postural–locomotion function in the diagnosis and treatment of movement disorders. *Clinical Chiropractic* [online]. **13**(1), 58-68 [cit. 2022-07-26]. ISSN 14792354. Dostupné z: doi:10.1016/j.clch.2010.02.063
- KOBESOVA, Alena, Ross ANDEL, Karolina CIZKOVA, Pavel KOLAR a Jiri KRIZ, 2018. Can Exercise Targeting Mid-Thoracic Spine Segmental Movement Reduce Back Pain and Improve Sensory Perception in Cross-Country Skiers?. *Clinical Journal of Sport Medicine*. (00), 1-9. ISSN 1050-642X. Dostupné z: doi:10.1097/JSM.0000000000000699
- KOBESOVA, Alena, Pavel DAVIDEK, Craig MORRIS et al., 2020. Functional postural-stabilization tests according to Dynamic Neuromuscular Stabilization approach: Proposal of novel examination protocol. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. **24**(3), 84-95 [cit. 2022-07-28]. ISSN 13608592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2020.01.009
- KOLÁŘ, Pavel, 2006. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **13**(4), 155-170.

KOLÁŘ, Pavel, 2012. *Rehabilitace v klinické praxi*. První vydání. Dotisk. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘ, Pavel a Karel LEWIT, 2005. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi* [online]. (5), 270-275 [cit. 2022-07-11]. ISSN 1213-1814. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>

KONNO, Shin-ichi a Miho SEKIGUCHI, 2018. Association between brain and low back pain. *Journal of Orthopaedic Science* [online]. **23**(1), 3-7 [cit. 2022-08-04]. ISSN 09492658. Dostupné z: doi:10.1016/j.jos.2017.11.007

LAŠTOVKOVÁ, Andrea, Marie NAKLÁDALOVÁ, Zdenka FENCLOVÁ et al., 2015. Low-back Pain Disorders as Occupational Diseases in the Czech Republic and 22 European Countries: Comparison of National Systems, Related Diagnoses and Evaluation Criteria. *Central European Journal of Public Health*. **23**(3), 244-251. ISSN 12107778. Dostupné z: doi:10.21101/cejph.a4185

LEE, Nam, Joshua YOU, Chung YI et al., 2018. Best Core Stabilization for Anticipatory Postural Adjustment and Falls in Hemiparetic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **99**(11), 2168-2174 [cit. 2022-07-28]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2018.01.027

LIU, Tao, Kinda KHALAF, Samer ADEEB a Marwan EL-RICH, 2019. Numerical Investigation of Intra-abdominal Pressure Effects on Spinal Loads and Load-Sharing in Forward Flexion. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* [online]. **7** [cit. 2022-07-19]. ISSN 2296-4185. Dostupné z: doi:10.3389/fbioe.2019.00428

MALÁTOVÁ, Renata, Jitka ROKYTOVÁ a Jan STUMBAUER, 2013. The use of muscle dynamometer for correction of muscle imbalances in the area of deep stabilising spine system. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. **227**(8), 896-903. ISSN 0954-4119. Dostupné z: doi:10.1177/0954411913486078

MALBRAIN, Manu L. N. G., 2004. Different techniques to measure intra-abdominal pressure (IAP): time for a critical re-appraisal. *Intensive Care Medicine* [online]. **30**(3),

357-371 [cit. 2022-08-07]. ISSN 0342-4642. Dostupné z: doi:10.1007/s00134-003-2107-2

MARTÍNEZ-QUIÑONES, J, J ASO-ESCARIO, F CONSOLINI a R ARREGUI-CALVO, 2010. "Regresión espontánea de hernias discales intervertebrales. A propósito de una serie de 37 casos" [Spontaneous regression from intervertebral disc herniation. Propos of a series of 37 cases]. *Neurocirugia (Asturias, Spain)*. **21**(2), 108-117.

MARTIN, J P, 1977. A short essay on posture and movement. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. **40**(1), 25-29 [cit. 2022-07-20]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.40.1.25

MARTIN, John, Harvey SMITH, Lachlan SMITH a Robert MAUCK, 2017. *Biological Approaches to Spinal Disc Repair and Regeneration for Clinicians: Disc Regeneration: In Vitro Approaches and Experimental Results* [online]. 1. New York: Stuttgart Delhi Thieme, 204, page 60 [cit. 2022-07-11]. ISBN 9781626232501. Dostupné z: <https://web.p.ebscohost.com/ehost/ebookviewer/ebook/bmxlYmtfXzE1MjE1MzhfX0FO0?sid=e16e9f9e-635e-4935-835b-9168cc1c8eb5@redis&vid=4&format=EB&rid=1>

MATTIUZZI, Camilla, Giuseppe LIPPI a Chiara BOVO, 2020. Current epidemiology of low back pain. *Journal of Hospital Management and Health Policy*. **4**, 15-15. ISSN 25232533. Dostupné z: doi:10.21037/jhmhp-20-17

MCGILL, S a R NORMAN, 1986. 1986 Volvo Award in Biomechanics: Partitioning of the L4 - L5 Dynamic Moment into Disc, Ligamentous, and Muscular Components During Lifting. *Spine* [online]. **11**(7), 666-678 [cit. 2022-07-29]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi:10.1097/00007632-198609000-00004

MEIER, Michael, Andrea VRANA a Petra SCHWEINHARDT, 2019. Low Back Pain: The Potential Contribution of Supraspinal Motor Control and Proprioception. *The Neuroscientist* [online]. **25**(6), 583-596 [cit. 2022-08-04]. ISSN 1073-8584. Dostupné z: doi:10.1177/1073858418809074

MEINKE, Anita, Rick PETERS, Ruud KNOLS, Walter KARLEN a Jaap SWANENBURG, 2021. Exergaming Using Postural Feedback From Wearable Sensors and Exercise Therapy to Improve Postural Balance in People With Nonspecific Low

Back Pain: Protocol for a Factorial Pilot Randomized Controlled Trial. *JMIR Research Protocols*. **10**(8). ISSN 1929-0748. Dostupné z: doi:10.2196/26982

MIČÁNKOVÁ ADAMOVÁ, B., M. HNOJČÍKOVÁ, S. VOHAŇKA a L. DUŠEK, 2012. Oswestry dotazník, verze 2.1a – výsledky u pacientů s lumbální spinální stenózou, srovnání se starší verzí dotazníku. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. **75108**(4), 460–467.

MIČÁNKOVÁ ADAMOVÁ, B. a S. VOHAŇKA, 2013. Kvantifikace postižení u pacientů s lumbální spinální stenózou. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. **76109**(5), 570-574.

MILANESI, Rafaela a Rita CAREGNATO, 2016. Intra-abdominal pressure: an integrative review. *Einstein (São Paulo)* [online]. **14**(3), 423-430 [cit. 2022-08-05]. ISSN 2317-6385. Dostupné z: doi:10.1590/S1679-45082016RW3088

MOKHTARZADEH, Hossein, Farzam FARAHMAND, Aboufazl SHIRAZI-ADL, Navid ARJMAND, Fatemeh MALEKIPOUR a Mohamad PARNIANPOUR, 2012a. The Effects of Intra-abdominal Pressure on the Stability and Unloading of the Spine. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. **12**(01), 125001421. ISSN 0219-5194. Dostupné z: doi:10.1142/S0219519412004508

MOKHTARZADEH, HOSSEIN, FARZAM FARAHMAND, ABOULFAZL SHIRAZI-ADL, NAVID ARJMAND, FATEMEH MALEKIPOUR a MOHAMAD PARNIANPOUR, 2012b. THE EFFECTS OF INTRA-ABDOMINAL PRESSURE ON THE STABILITY AND UNLOADING OF THE SPINE. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. **12**(01), 125001421. ISSN 0219-5194. Dostupné z: doi:10.1142/S0219519412004508

NAIDOO, Dinesh, 2021. Spontaneous and rapid resolution of a massive lumbar disc herniation. *Surgical Neurology International* [online]. **12**(352), 1-4 [cit. 2022-07-09]. Dostupné z: doi:10.25259/SNI_491_2021

NĚMEC, F., R. CHALOUPKA, M. KRBEC a P. MESSNER, 2009. Hodnocení kvality života pacientů s degenerativním onemocněním bederní páteře. *ACTA CHIRURGIAE ORTHOPAEDICAE ET TRAUMATOLOGIAE ČECHOSL.* (76), 20-24.

- NOORMOHAMMADPOUR, Pardis, Mahla KORDI, Mohammad MANSOURNIA, Maryam AKBARI-FAKHRABADI a Ramin KORDI, 2018. The Role of a Multi-Step Core Stability Exercise Program in the Treatment of Nurses with Chronic Low Back Pain: A Single-Blinded Randomized Controlled Trial. *Asian Spine Journal* [online]. **12**(3), 490-502 [cit. 2022-08-08]. ISSN 1976-1902. Dostupné z: doi:10.4184/asj.2018.12.3.490
- NORRIS, Christopher M., 2008. *Back stability: integrating science and therapy* [online]. 2. United States of America: Human kinetics [cit. 2022-07-18]. ISBN 978-0-7360-7017-1. Dostupné z: https://books.google.com/gi/books?id=t6C_4xXqYNkC&printsec=copyright&rview=1#v=onepage&q&f=false
- NOVAK, Jakub, Andrew BUSCH, Pavel KOLAR a Alena KOBESOVA, 2021b. Postural and respiratory function of the abdominal muscles: A pilot study to measure abdominal wall activity using belt sensors. *Isokinetics and Exercise Science*. **29**(2), 175-184. ISSN 09593020. Dostupné z: doi:10.3233/IES-203212
- NOVAK, Jakub, Jakub JACISKO, Andrew BUSCH et al., 2021a. Intra-abdominal pressure correlates with abdominal wall tension during clinical evaluation tests. *Clinical Biomechanics* [online]. **88**, 1-9 [cit. 2022-07-18]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2021.105426
- NOVAK, Jakub, Jakub JACISKO, Tereza STVERAKOVA, David JUEHRING, Martin SEMBERA, Pavel KOLAR a Alena KOBESOVA, 2022. The significance of intra-abdominal pressure on postural stabilization: a low back pain case report. *Slovak Journal of Sport Science* [online]. **7**(2), 3-18 [cit. 2022-07-28]. ISSN 24537659. Dostupné z: doi:10.24040/sjss.2021.7.2.3-18
- OXLAND, T.R., 2015. A history of spine biomechanics. *Der Unfallchirurg* [online]. **118**(1), 80-92 [cit. 2022-07-11]. ISSN 0177-5537. Dostupné z: doi:10.1007/s00113-015-0087-7
- PANJABI, Manohar M., 1992a. The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of Spinal Disorders* [online]. **5**(4),

383-389 [cit. 2022-07-12]. ISSN 0895-0385. Dostupné z: doi:10.1097/00002517-199212000-00001

PANJABI, Manohar M., 1992b. The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorders* [online]. **5**(4), 390-397 [cit. 2022-07-26]. ISSN 0895-0385. Dostupné z: doi:10.1097/00002517-199212000-00002

PARK, Sehun, Tona HETZLER, Dave HAMMONS a Gary WARD, 2018. Effects of biofeedback postural training on pre-existing low back pain in static-posture workers. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* [online]. **31**(5), 849-857 [cit. 2022-08-05]. ISSN 18786324. Dostupné z: doi:10.3233/BMR-171071

PAUNGMALI, Aatit, Leonard JOSEPH, Patraporn SITILERTPISAN, Ubon PIRUNSAN a Sureeporn UTHAIKHUP, 2017. Lumbopelvic Core Stabilization Exercise and Pain Modulation Among Individuals with Chronic Nonspecific Low Back Pain. *Pain Practice* [online]. **17**(8), 1008-1014 [cit. 2022-08-08]. ISSN 15307085. Dostupné z: doi:10.1111/papr.12552

PECKA, Václav, Jakub NOVÁK, Stanislav MACHAČ a Alena KOBESOVÁ, 2022. How to prepare an optimal design of a clinical study focusing on chronic low back pain: guidelines based on a review of scientific papers published in 2014–2019. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **29**(2), 82-94. ISSN 12112658. Dostupné z: doi:10.48095/ccrhfl202282

REEVES, N., Kumpati NARENDRA a Jacek CHOLEWICKI, 2007. Spine stability: The six blind men and the elephant. *Clinical Biomechanics* [online]. **22**(3), 266-274 [cit. 2022-07-15]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.11.011

ROKYTA, Richard, 2016. *Fyziologie*. Třetí, přepracované vydání (první vydání v nakladatelství Galén). Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-238-1.

ROZENBERG, Sylvie, 2008. Chronic low back pain: definition and treatment. *La Revue du praticien*. **58**(3), 265-72.

SALIK SENGUL, Yesim, Alev YILMAZ, Muge KIRMIZI, Turhan KAHRAMAN a Orhan KALEMCI, 2021. Effects of stabilization exercises on disability, pain, and core

stability in patients with non-specific low back pain: A randomized controlled trial. *Work* [online]. **70**(1), 99-107 [cit. 2022-07-28]. ISSN 10519815. Dostupné z: doi:10.3233/WOR-213557

SHAFIK, A., A. EL-SHARKAWY a WM. SHARAF, 1997. Direct measurement of intra-abdominal pressure in various conditions. *The European Journal of Surgery = Acta Chirurgica*. **163**(12), 883-887.

SIKORSKA, Tana, 2022. Kyrénská loď. In: *Krásá jachtingu* [online]. [cit. 2022-07-13]. Dostupné z: <https://krasajachtingu.cz/kyrenska-lod/>

SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, Věra, 2017. *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. 1. Olomouc: RL Corpus s.r.o. ISBN 978-80-270-2292-2.

SLÍVOVÁ, Ivana a Peter IHNÁT, 2020. Anorektální manometrie u dětí. *Pediatric pro praxi*. **21**(5), 330–333.

SOLOMONOW, Moshe, Bing-He ZHOU, Mitchel HARRIS, Yun LU a Richard BARATTA, 1998. The Ligamento-Muscular Stabilizing System of the Spine. *Spine* [online]. **23**(23), 2552-2562 [cit. 2022-07-15]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi:10.1097/00007632-199812010-00010

STOKES, Ian, Mack GARDNER-MORSE a Sharon HENRY, 2010. Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading mechanism. *Clinical Biomechanics* [online]. **25**(9), 859-866 [cit. 2022-07-19]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.06.018

STUART, Samuel, Alan GODFREY a Martina MANCINI, 2022. Staying UpRight in Parkinson's disease: A pilot study of a novel wearable postural intervention. *Gait & Posture* [online]. **91**, 86-93 [cit. 2022-08-05]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2021.09.202

STUDNICKA, Katarzyna a George AMPAT, 2021. *Lumbar Stabilization* [online]. Treasure Island: Stat Pearls [cit. 2022-07-23]. PMID: 32965850. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK562179/>

SUH, Jee, Hayoung KIM, Gwang JUNG, Jin KO a Ju RYU, 2019. The effect of lumbar stabilization and walking exercises on chronic low back pain. *Medicine* [online]. **98**(26) [cit. 2022-07-29]. ISSN 0025-7974. Dostupné z: doi:10.1097/MD.00000000000016173

SUCHOMEL, Tomáš, 2006. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **13**(3), 112-125.

SZPALSKI, Marek, Robert GUNZBURG, Christian MÉLOT a Max AEBI, 2003. The aging of the population: a growing concern for spine care in the twenty-first century. *European Spine Journal* [online]. **12**(0), 81-83 [cit. 2022-07-11]. ISSN 0940-6719. Dostupné z: doi:10.1007/s00586-003-0592-1

TURNBULL, D., S. WEBBER, C.H. HAMNEGARD a G.H. MILLS, 2007. Intra-abdominal pressure measurement: validation of intragastric pressure as a measure of intra-abdominal pressure. *British Journal of Anaesthesia* [online]. **98**(5), 628-634 [cit. 2022-08-06]. ISSN 00070912. Dostupné z: doi:10.1093/bja/aem060

TWOMEY, Lance a James TAYLOR, 1994. *Physical Therapy of the Low Back (Clinics in Physical Therapy)*. 2nd edition. New York, Edinburgh, London, Madrid, Melbourne, Tokyo: Churchill Livingstone. ISBN 0443088942,9780443088940.

ULM, Richard, 2016. Stability and weightlifting - mechanics of stabilization - part 1. *NSCA Coach*. **4**(3), 20-26.

VACEK, J., M. POHANKA a J. SIEGELOVÁ, 2011. Statistické hodnocení efektivity léčby bolestivých stavů lumbosarkální oblasti. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. **18**(3), 111-119 [cit. 2022-07-26]. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2011-3/statisticke-hodnoceni-efektivite-lecby-bolestivych-stavu-lumbosarkalni-oblasti-37007>

VAŘEKA, Ivan, 2002. Posturální stabilita (I. část) terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. **9**(4), 115-121 [cit. 2022-07-11]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1

VÉLE, František, 1995. *Kineziologie posturálního systému*. 1. Praha: Univerzita Karlova, Carolinum.

VLAEYEN, Johan, Chris MAHER, Katja WIECH et al., 2018. Low back pain. *Nature Reviews Disease Primers*. 4(1). ISSN 2056-676X. Dostupné z: doi:10.1038/s41572-018-0052-1

VOJTA, Václav a Annegret PETERS, 2010. *Vojtův princip: Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Překlad 3., zcela přepracovaného vydání. Praha: Grada, 200 s. ISBN 978-80-247-2710-3.

YOONG, Nicole, Jordan PERRING a Ralph MOBBS, 2019. Commercial Postural Devices: A Review. *Sensors* [online]. 19(23), 1-18 [cit. 2022-08-05]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s19235128

YOON, Hyun, Young CHA a Joshua YOU, 2020. Effects of dynamic core-postural chain stabilization on diaphragm movement, abdominal muscle thickness, and postural control in patients with subacute stroke: A randomized control trial. *NeuroRehabilitation* [online]. 46(3), 381-389 [cit. 2022-07-28]. ISSN 10538135. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-192983

ZHANG, Chanjuan, Yuelong LI, Yuhua ZHONG, Chenyang FENG, Zhou ZHANG a Chuhuai WANG, 2021. Effectiveness of motor control exercise on non-specific chronic low back pain, disability and core muscle morphological characteristics: a meta-analysis of randomized controlled trials. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 57(5). ISSN 19739087. Dostupné z: doi:10.23736/S1973-9087.21.06555-2

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. č. 1: Kyrénská loď (Sikorska, 2022).....	17
Obr. č. 2: Mechanismus zvýšení IAP během nádechu (Guo, 2021).....	25
Obr. č. 3: Schéma ideálního mechanismu regulace IAP (Frank, 2013).....	29
Obr. č. 4: Dysfunkční integrovaný stabilizační systém páteře, který vede k chronickému přetěžování bederní páteře (Frank, 2013).....	29
Obr. č. 5: Křivka zobrazující se pacientovi v aplikaci (Navrátil, dostupné z: https://apps.apple.com/us/app/ohmtrak/id1467362723).....	36
Obr. č. 6: Přístroj Lumo Lift, (dostupné z: https://feelpeak.com/lumo-lift/).....	37
Obr. č. 7: Přístroj UpRight Go, (dostupné z: https://www.uprightpose.com/).....	38
Obr. č. 8: Přístroj Prana, (dostupné z: http://techassimilate.com/2014/12/prana-smart-waistband-clip-monitors-your-posture-breathing/).....	39
Obr. č. 9: Respa Coach, dostupné z: (https://www.zansors.com/respa).....	39
Obr. č. 10: Pomůcka OhmTrak (dříve pod názvem Ohm Belt, vlastní fotografie).....	43
Obr. č. 11: Umístění senzoru na probanda (vlastní fotografie).....	43
Obr. č. 12: Umístění přístroje DNS Brace na probanda (vlastní fotografie).....	44
Obr. č. 13: Umístění přístroje DNS Brace na probanda (vlastní fotografie).....	44

SEZNAM GRAFŮ

Graf č. 1: Hodnoty levého předního senzoru vzhledem k času	48
Graf č. 2: Hodnoty levého zadního senzoru vzhledem k času	49
Graf č. 3: Hodnoty pravého zadního senzoru vzhledem k času.....	49
Graf č. 4: Hodnoty pravého předního senzoru vzhledem k času	50
Graf č. 5: Hodnoty ODI v čase u obou skupin.....	54
Graf č. 6: Hodnoty senzorů probanda z kontrolní skupiny před intervencí.....	60
Graf č. 7: Hodnoty senzorů probanda z kontrolní skupiny po intervenci	60

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Porovnání kontrolní a experimentální (Ohmbelt) skupiny [Průměrná hodnota (Směrodatná odchylka)].....	42
Tabulka 2: Výsledky ANOVA pro porovnání v rámci skupin (experimentální s OhmTrakem a kontrolní) a času (před a po terapii)	47
Tabulka 3: ANOVA a směrodatné odchylky	48
Tabulka 4: Výsledky ANOVA pro porovnání v rámci skupin, [Průměrná hodnota (Směrodatná odchylka)] zprůměrovaných hodnot ze senzorů.....	50
Tabulka 5: Výsledky ANOVA pro porovnání v rámci skupin (experimentální s OhmTrakem a kontrolní) a času (před a po terapii) a skupiny x času se zprůměrovanými hodnotami ze senzorů	51
Tabulka 6: Výsledky ODI jednotlivých probandů v experimentální skupině	52
Tabulka 7: Výsledky ODI jednotlivých probandů v kontrolní skupině.....	52
Tabulka 8: Výsledky ANOVA pro porovnání v rámci skupin (experimentální s OhmTrakem a kontrolní) a času (před a po terapii)	53
Tabulka 9: Výsledky ANOVA, [Průměr (směrodatná odchylka)]	53

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Dotazník ODI	81
Příloha č. 2: Deníček pro pacienty	84
Příloha č. 3: Informovaný souhlas	85
Příloha č. 4: Informovaný souhlas s pořízením fotografie.....	87

PŘÍLOHY

Příloha č. 1

Index pracovní neschopnosti Oswestry (ODI) verze 2.1a

Účelem tohoto dotazníku je poskytnout nám informace o tom, jak Vaše problémy se zády ovlivňují Vaši schopnost zvládat každodenní život.

Odpovězte prosím na všechny části. Označte to políčko, které nejpřesněji popisuje Váš dnešní stav; v každé části označte pouze jedno políčko.

Část 1 - Intenzita bolesti

- Dnes nemám žádné bolesti.
- Dnes mám mírné bolesti.
- Dnes mám střední bolesti.
- Dnes mám docela silné bolesti.
- Dnes mám velmi silné bolesti.
- Dnes mám nejhorší bolesti, jaké si lze představit.

Část 2 - Osobní péče (mytí, oblékání atd.)

- Mohu se o sebe normálně postarat, aniž bych kvůli tomu měl/-a větší bolesti než obvykle.
- Mohu se o sebe normálně postarat, ale způsobuje mi to velké bolesti.
- Osobní péče mi způsobuje bolesti a musím ji provádět pomalu a opatrně.
- Potřebuji trochu pomoci, ale zvládnou většinu osobní péče.
- Potřebuji každý den pomoci s většinou úkonů své osobní péče.
- Neobléknu se, mytí mi působí potíže a zůstávám v posteli.

Část 3 - Zvedání břemen

- Mohu zvedat těžká břemena, aniž bych kvůli tomu měl/-a větší bolesti než obvykle.
- Mohu zvedat těžká břemena, ale způsobuje mi to větší bolesti než obvykle.
- Kvůli bolestem nemohu zvedat těžká břemena ze země, ale zvládnou to, pokud jsou vhodně položená, třeba na stole.
- Kvůli bolestem nemohu zvedat těžká břemena, zvládnou ale lehká až středně těžká břemena, pokud jsou vhodně položená.
- Mohu zvedat pouze velmi lehká břemena.
- Nemohu zvedat a nosit vůbec nic.

Část 4 - Chůze

- Bolesti mi nebrání v chůzi na jakoukoli vzdálenost.
- Bolesti mi brání v chůzi delší než jeden kilometr.
- Bolesti mi brání v chůzi delší než půl kilometru.
- Bolesti mi brání v chůzi delší než 100 metrů.
- Mohu chodit pouze s holí nebo s berlemi.
- Většinu času strávím v posteli a na záchod musím dolézt po čtyřech.

Část 5 - Sezení

- Mohu sedět na jakékoli židli, jak dlouho chci.
- Mohu sedět na své oblíbené židli, jak dlouho chci.
- Bolesti mi brání v sezení delším než jednu hodinu.
- Bolesti mi brání v sezení delším než půl hodiny.
- Bolesti mi brání v sezení delším než 10 minut.
- Kvůli bolestem nemohu vůbec sedět.

Část 6 - Stání

- Mohu stát, jak dlouho chci, aniž bych kvůli tomu měl/-a větší bolesti než obvykle.
- Mohu stát, jak dlouho chci, ale způsobuje mi to větší bolesti než obvykle.
- Bolesti mi brání ve stání delším než jednu hodinu.
- Bolesti mi brání ve stání delším než půl hodiny.
- Bolesti mi brání ve stání delším než 10 minut.
- Kvůli bolestem nemohu vůbec stát.

Část 7 - Spaní

- Bolesti mě nikdy nevyruší ze spánku.
- Bolesti mě občas vyruší ze spánku.
- Kvůli bolestem spím méně než 6 hodin.
- Kvůli bolestem spím méně než 4 hodiny.
- Kvůli bolestem spím méně než 2 hodiny.
- Kvůli bolestem nemohu vůbec spát.

Část 8 - Sexuální život (pokud nežijete sexuálním životem, vynechejte)

- Můj sexuální život je normální a nemám v souvislosti s ním větší bolesti než obvykle.
- Můj sexuální život je normální, ale mám v souvislosti s ním větší bolesti než obvykle.
- Můj sexuální život je skoro normální, ale způsobuje mi velké bolesti.
- Bolesti závažným způsobem omezují můj sexuální život.
- Kvůli bolestem můj sexuální život téměř neexistuje.
- Kvůli bolestem nemám vůbec žádný sexuální život.

Část 9 - Společenský život

- Můj společenský život je normální a nemám v souvislosti s ním větší bolesti než obvykle.
- Můj společenský život je normální, ale zvyšuje intenzitu mých bolestí.
- Bolesti nemají žádný závažný vliv na můj společenský život kromě toho, že mě omezují v namáhavějších zájmových činnostech, např. ve sportu atd.
- Bolesti omezily můj společenský život a nevyházím ven tak často.
- Kvůli bolestem se můj společenský život omezuje na můj domov.
- Kvůli bolestem nemám vůbec žádný společenský život.

Část 10 - Cestování

- Mohu cestovat kamkoli bez bolestí.
- Mohu cestovat kamkoli, ale mám při tom větší bolesti než obvykle.
- Zvládám cesty trvající déle než dvě hodiny, ale mám přitom velké bolesti.
- Kvůli bolestem zvládnu pouze cesty trvající nejdéle hodinu.
- Kvůli bolestem zvládnu pouze nezbytné cesty trvající nejdéle 30 minut.
- Kvůli bolestem necestuji vůbec, s výjimkou cest nutných kvůli mému léčení.

Výsledek

Váš výsledek = %

Příloha č. 2

Deník pro pacienty s bolestmi zad

15 minut alespoň 5x týdně



	Doba cvičení: OD-DO ⌚	1. týden	2. týden	3. týden	4. týden	5. týden	6. týden
Pondělí	Aktivita 🚶						
	⌚						
Úterý	🚶						
	⌚						
Středa	🚶						
	⌚						
Čtvrtek	🚶						
	⌚						
Pátek	🚶						
	⌚						
Sobota	🚶						
	⌚						
Neděle	🚶						

*aktivita = co jste cvičil/a, případně využití pomůcky OhmTrak při jiných pohybových aktivitách

Příloha č. 3

Informovaný souhlas s účastí ve výzkumu a se zpracováním osobních údajůInformace o výzkumu:

Výzkum je prováděn za účelem vypracování diplomové práce s názvem Využití přístroje OhmTrak v autoterapii pacientů s vertebrogenním algickým syndromem. Na výzkumu se podílí řada specializovaných fyzioterapeutů vyškolených v konceptu Dynamická Neuromuskulární Stabilizace za účasti dvou skupin pacientů s bolestmi zad:

1) skupina experimentální, která bude mít do domácího prostředí k dispozici přístroj OhmTrak, se kterým bude cvičit

2) skupina kontrolní – bude cvičit bez přístroje OhmTrak

Cílem je porovnat efekt DNS autoterapie (tzn. cvičení v domácím prostředí) s přístrojem a bez. Účastníci výzkumu budou náhodně rozděleni do těchto dvou skupin, tak, že si před začátkem terapií vylosují číslo z obálky. Po vylosování budou pacienti obou skupin absolvovat vstupní vyšetření pomocí DNS Brace. Je to bezbolestná neinvazivní metoda, při které se hodnotí, schopnost aktivace trupového svalstva. Dále pacienti vyplní dotazník ODI (Oswestry Disability Index). Pacienti dostanou také deníček, kam si budou zaznamenávat frekvenci cvičení doma – ideálně 5x týdně alespoň 15 minut. Účastníci budou docházet na pravidelné terapie s vyškolenými fyzioterapeuty po dobu 6 týdnů pro kontrolu správného provádění cvičení. Na konci studie bude po 6 týdnech znovu provedeno vyšetření pomocí DNS Brace a bude vyplněn dotazník ODI.

Informace o účastníkovi výzkumu:

jméno a příjmení:

datum narození:

telefon:

e-mail:

Prohlášení

Já níže podepsaný/-á potvrzuji, že

- a) jsem se seznámil/-a s informacemi o cílech a průběhu výše popsáního výzkumu (dále též jen „výzkum“);
- b) dobrovolně souhlasím s účastí své osoby v tomto výzkumu;
- c) rozumím tomu, že se mohu kdykoli rozhodnout ve své účasti na výzkumu nepokračovat;
- d) jsem srozuměn s tím, že jakékoliv užití a zveřejnění dat a výstupů vzešlých z výzkumu nezakládá můj nárok na jakoukoliv odměnu či náhradu, tzn. že veškerá oprávnění k užití a zveřejnění dat a výstupů vzešlých z výzkumu poskytují bezúplatně. Veškerá data budou zpracována anonymně.

Zároveň prohlašuji, že

- a) souhlasím se zveřejněním anonymizovaných dat a výstupů vzešlých z výzkumu a s jejich dalším využitím;
- b) souhlasím se zpracováním a uchováním osobních a citlivých údajů v rozsahu v tomto informovaném souhlasu uvedených ze strany Univerzity Karlovy, 2. lékařské

fakulty, IČ: 00216208, se sídlem: V Úvalu 84, 15006, Praha 5, a to pro účely zpracování dat vzešlých z výzkumu, pro účely případného kontaktování z důvodu zpracování dat vzešlých z výzkumu či z důvodu nabídky účasti na obdobných akcích a pro účely evidence a archivace; a s tím, že tyto osobní údaje mohou být poskytnuty subjektům oprávněným k výkonu kontroly projektu, v jehož rámci výzkum realizován;

- c) jsem seznámen/-a se svými právy týkajícími se přístupu k informacím a jejich ochraně podle § 12 a § 21 zákona č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů, tedy že mohu požádat Univerzitu Karlovu v Praze o informaci o zpracování mých osobních a citlivých údajů a jsem oprávněn/-a ji dostat a že mohu požádat Univerzitu Karlovu v Praze o opravu nepřesných osobních údajů, doplnění osobních údajů, jejich blokaci a likvidaci.

Výše uvedená svolení a souhlasy poskytují dobrovolně na dobu neurčitou až do odvolání a zavazují se je neodvolat bez závažného důvodu spočívajícího v podstatné změně okolností.

Vše výše uvedené se řídí zákony České republiky, s výjimkou tzv. kolizních norem, a bude v souladu s nimi vykládáno, přičemž případné spory budou řešeny příslušnými soudy v České republice.

Potvrzuji, že jsem převzal/a podepsaný stejnopis tohoto informovaného souhlasu.

Potvrzuji také, že v případě, že budu mít k dispozici pomůcku Ohm Belt ji ihned po ukončení terapií vrátím v nepoškozeném stavu.

Dne:

Podpis:

Příloha č. 4

**SOUHLAS S POŘÍZENÍM A POUŽITÍM FOTOGRAFIÍ/AUDIO/VIDEO
ZÁZNAMŮ**
**v souladu s ust. § 84 a násl. zák. č. 89/2012 Sb., Občanského zákoníku a čl. 7
GDPR**

Já, níže podepsaný/á:

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Trvalé bydliště:

Souhlasím s tím, aby byly vytvořeny fotografie nebo audio/video záznamy mé osoby (dále jen materiál). Dále souhlasím s užitím pořizovaných fotografií a audio/video materiálů, ať už v podobě hmotné či digitalizované (nehmotné), pro účely zpracování diplomové práce.

Byl/a jsem dále informován/a, že:

1. Fotografie nebo audio/video materiály budou pořizovány s anonymitou, v případě výskytu obličeje bude tento na záznamech kompletně rozmazán.
2. Pořizovatel je oprávněn poskytnout licenční oprávnění k užití fotografií a audio/video materiálů jako svých autorských děl třetím osobám, a to zejména pro účely redakční (tzn. uveřejňování v odborném tisku) a komerční.

Souhlasím s tím, že fotografie a audio/video materiály mohou být změněny, použity jako součást díla souborného nebo může být použita pouze jejich část.

Prohlašuji, že jsem si vědom/a, že tento souhlas mohu kdykoli odvolat. Beru na vědomí, že odvolání souhlasu působí pouze do budoucna a není tedy dotčena zákonnost předchozího zpracování založeného na tomto souhlasu (před jeho odvoláním).

Prohlašuji, že výše uvedenému textu plně rozumím a stvrzuji ho svým podpisem dobrovolně.

V Praze dne

Podpis