

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2023

Michal Bazgier

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Fyzioterapie B0915P360008

Michal Bazgier

Studijní obor: FZS/B0915P360008/0

**TRÉNINK ANTICIPATORNÍHO POSTURÁLNÍHO
NASTAVENÍ A JEHO VLIV NA POSTURÁLNÍ STABILITU
U ZDRAVÝCH JEDINCŮ**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Václav Kulich

Plzeň 2023

Čestné prohlášení

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

V Plzni dne 31.3.2023

.....

vlastnoruční podpis

Abstrakt

Příjmení a jméno: Bazgier Michal

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Trénink anticipatorního posturálního nastavení a jeho vliv na posturální stabilitu u zdravých jedinců

Vedoucí práce: Mgr. Václav Kulich

Počet stran – číslované: 79

Počet stran – nečíslované: 38

Počet příloh: 10

Počet titulů použité literatury: 68

Klíčová slova: Anticipatorní posturální nastavení, postura, stabilita, držení těla, trénink

Souhrn:

Trénink anticipatorního posturálního nastavení slouží ke zlepšení kontroly při udržování stability daného jedince. Trénováním zlepšujeme jak kontrolu, tak i zapojení komponent posturálního řetězce například při náhlé změně pohybu. Cílem práce bylo zkoumat vliv tréninku anticipatorního posturálního nastavení a jeho vliv na posturální stabilitu.

Trénování probíhalo stylem klasického tréninku s pomocí FRS (Functional range systems), FRS ISM (Internal strength modelu), FRC (Functional range Conditioning) a FRA (Functional range Assessment) modelu v rámci jedné skupiny. Druhá skupina využívala koncept Dynamické Neuromuskulární Stabilizace dle Prof.PaedDr. Pavla Koláře, Ph.D.

Předpokládané výsledky a hypotézy jsou takové, že oba tréninkové systémy FRS i DNS budou mít pozitivní vliv na posturální stabilitu.

Abstract

Surname and name: Bazgier Michal

Department: Department of Rehabilitation fields

Title of thesis: Training of anticipatory postural adjustment and its influence on postural stability in healthy individuals

Consultant: Mgr. Václav Kulich

Number of pages – numbered: 79

Number of pages – unnumbered: 38

Number of appendices: 10

Number of literature items used: 68

Keywords: Anticipatory postural adjustments, Posture, Stability, Poise, Training

Summary:

The training of anticipatory postural adjustment is aimed at improving control in maintaining the stability of an individual. Through training, we improve both control and the involvement of components in the postural chain, such as during sudden changes in movement. The aim of this study was to examine the effect of anticipatory postural adjustment training on postural stability.

Training was carried out in the style of classical training using the FRS (Functional Range Systems), FRS ISM (Internal Strength Model), FRC (Functional Range Conditioning), and FRA (Functional Range Assessment) models within one group. The second group utilized the concept of Dynamic Neuromuscular Stabilization according to Prof. PaedDr. Pavel Kolář, Ph.D.

The expected outcomes and hypotheses suggest that both training systems, FRS and DNS, will have a positive impact on postural stability

Předmluva

Téma „Trénink anticipatorního posturálního nastavení a jeho vliv na posturální stabilitu u zdravých jedinců“ jsem si vybral z důvodu osobního zájmu o trénování posturální stability a rozšíření si svých znalostí v této oblasti posturálních funkcí lidského těla. Velkým faktorem pro napsání této práce bylo i osobní vzdělávání v zahraničí, kdy jsem se setkával s různými metodami tréninku, které se zaměřují detailněji na tuto problematiku. Získáním nových poznatků a potvrzením nebo vyvrácením si svých bych chtěl využít k předávání hodnotných a ověřených informací dalším lidem, především v řadách trenérů a fyzioterapeutů.

Poděkování

Děkuji Mgr. Václavu Kulichovi za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů.

OBSAH

SEZNAM GRAFŮ	14
SEZNAM OBRÁZKŮ	16
SEZNAM TABULEK	17
SEZNAM ZKRATEK	18
ÚVOD	19
TEORETICKÁ ČÁST	21
1. POSTURA	22
1.1. ASPEKTY VZPŘÍMENÉHO DRŽENÍ TĚLA	22
1.2. ROLE KOSTERNÍCH SVALŮ.....	22
1.3. MODALITY POSTURY	22
1.3.1. <i>Visuální postura</i>	22
1.3.2. <i>Vestibulární postura</i>	23
1.3.3. <i>Somatosenzorická postura</i>	23
1.3.4. <i>Kineziologická postura</i>	23
1.3.5. <i>Psychologická postura</i>	23
1.4. KONCEPTY POSTURY	24
1.4.1. <i>Koncept prostorovosti</i>	24
1.4.2. <i>Koncept antigravitace</i>	24
1.4.3. <i>Koncept rovnováhy</i>	24
1.5. SPOJENÍ HLAVY A KRKU S TRUPEM.....	24
1.6. ROZMANITOST POSTURY	25
1.7. POSTURA A POHYB JAKO TĚLO A STÍN	25
2. POSTURÁLNÍ FUNKCE	26
2.1. POSTURÁLNÍ STABILITA.....	26
2.1.1. <i>Mechanismy udržující posturální stabilitu</i>	26
2.1.2. <i>Typy rovnováhy a stability</i>	27
2.1.3. <i>Nestabilita a její následky</i>	27
2.2. POSTURÁLNÍ STABILIZACE	28
2.2.1. <i>Typy posturální stabilizace</i>	28
2.2.2. <i>Faktory ovlivňující posturální stabilizaci</i>	28
2.2.3. <i>Postura a pohyb končetin</i>	28
2.3. POSTURÁLNÍ REAKTIBILITA	30
3. DRŽENÍ TĚLA – FYZIOLOGICKÉ DRŽENÍ TĚLA	31

3.1.	STRES ORGANISMU PŘI NESPRÁVNÉM DRŽENÍ TĚLA	31
3.2.	FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ POSTOJ TĚLA	31
3.3.	OBLAST NEJČASTĚJŠÍCH PROBLÉMŮ SPRÁVNÉHO DRŽENÍ TĚLA.....	31
3.4.	VNÍMÁNÍ IDEÁLNÍHO POSTOJE.....	32
4.	PORUCHY POHYBOVÉHO SYSTÉMU	33
4.1.	OPTIMÁLNÍ BIOMECHANICKÉ POSTAVENÍ KLOUBŮ	33
4.2.	PROJEV MALÝCH CHYB V POHYBU NA ZDRAVÍ V DLOUHODOBÉM HORIZONTU.....	33
4.3.	ZKŘÍŽENÉ SYNDROMY	33
4.3.1.	<i>Kyfóza a Lordóza dle americké literatury.....</i>	<i>33</i>
4.3.2.	<i>Horní zkřížený syndrom</i>	<i>34</i>
4.3.3.	<i>Dolní zkřížený syndrom.....</i>	<i>35</i>
4.3.4.	<i>Vrstvový syndrom (podle Jandy)</i>	<i>37</i>
5.	DÝCHÁNÍ.....	38
5.1.	VZÁJEMNÝ VZTAH MEZI DÝCHÁNÍM A POSTURÁLNÍ KONTROLOU.....	38
5.2.	ANATOMICKÉ SEGMENTY OVLIVŇUJÍCÍ POSTURÁLNÍ KONTROLU A DÝCHÁNÍ.....	38
5.3.	Vliv polohy těla na respirační činnost	38
5.4.	DŮLEŽITOST DECHU V POSTURÁLNÍ KONTROLE	38
5.5.	POSTURÁLNÍ PORUCHY SPOJENÉ S DÝCHÁNÍM	38
5.6.	VZTAH MEZI DECHEM, POZICÍ HLAVY A POSTUROU	39
6.	INTRAABDOMINÁLNÍ (NITROBŘIŠNÍ) TLAK	40
6.1.	FYZIOLOGICKÝ INTRAABDOMINÁLNÍ TLAK	40
6.2.	FUNKCE INTRAABDOMINÁLNÍHO TLAKU	40
6.3.	INTEGROVANÝ STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE.....	40
6.4.	TRÉNINK BRÁNICE.....	40
6.5.	ZVÝŠENÍ A SNÍŽENÍ INTRAABDOMINÁLNÍHO TLAKU	41
6.6.	VZTAH MEZI SPRÁVNOU KOORDINACÍ SVALŮ A DYNAMICOU STABILIZACÍ PÁTEŘE	41
6.7.	MĚŘENÍ INTRAABDOMINÁLNÍHO TLAKU	41
7.	BIOMECHANICKÉ OMEZENÍ ROVNOVÁHY	42
7.1.	LIMITY STABILITY	42
7.2.	TĚŽIŠTĚ TĚLA A JEHO ZÁKLADNA.....	42
7.3.	INTERAKCE MEZI CENTREM HMOTY TĚLA A CENTREM TLAKU TÍHOVÉ SÍLY.....	43
7.4.	KOGNITIVNÍ ZPRACOVÁNÍ PŘI POSTURÁLNÍ KONTROLE.....	43
8.	ANTICIPATORNÍ POSTURÁLNÍ NASTAVENÍ	44
8.1.	MECHANISMY ANTICIPATORNÍHO POSTURÁLNÍHO NASTAVENÍ	44
8.2.	POMOCNÁ AKTIVITA SVALŮ	44

8.3.	VÝVOJ ANTICIPATORNÍHO POSTURÁLNÍHO NASTAVENÍ.....	44
8.3.1.	Věk a Anticipatorní posturální nastavení.....	44
8.4.	CHŮZE A ANTICIPATORNÍ POSTURÁLNÍ NASTAVENÍ.....	45
8.4.1.	Fáze Anticipatorního posturálního nastavení.....	45
8.4.2.	Fáze nerovnováhy a odlehčení.....	45
8.4.3.	Zapojení Anticipatorního posturálního nastavení při změně směru pohybu.....	45
8.4.4.	Počáteční držení těla a vliv na Anticipatorní posturální nastavení.....	45
8.5.	MÍRA AKTIVITY ANTICIPATORNÍHO POSTURÁLNÍHO NASTAVENÍ	46
8.6.	ANTICIPATORNÍ POSTURÁLNÍHO NASTAVENÍ A POHYB HORNÍCH KONČETIN	46
8.7	TRÉNINK ANTICIPATORNÍHO POSTURÁLNÍHO NASTAVENÍ.....	46
8.7.1.	Cíle tréninku APA	46
8.7.2.	Využití tréninku APA	47
8.7.3.	Metody tréninku APA	47
9.	KOMPENZAČNÍ POSTURÁLNÍ REAKCE.....	48
9.1.	VZTAH MEZI ANTICIPATORNÍM POSTURÁLNÍM NASTAVENÍM A KOMPENZAČNÍ POSTURÁLNÍ REAKCÍ 48	
9.2.	STRATEGIE OBNOVENÍ POSTOJE	48
9.2.1.	Strategie kotníků	48
9.2.2.	Strategie kyčle.....	48
10.	DYNAMICKÁ NEUROMUSKULÁRNÍ STABILIZACE.....	49
10.1.	VYUŽITÍ DYNAMICKÉ NEUROMUSKULÁRNÍ STABILIZACE	49
10.2.	ZAKLADATEL A HISTORIE DYNAMICKÉ NEUROMUSKULÁRNÍ STABILIZACE	50
10.3.	VYŠETŘENÍ DYNAMICKÉ NEUROMUSKULÁRNÍ STABILIZACE	50
10.4.	TESTY DYNAMICKÉ NEUROMUSKULÁRNÍ STABILIZACE	50
11.	FUNCTIONAL RANGE SYSTEMS.....	51
11.1.	ROZDĚLENÍ SYSTÉMU.....	51
11.1.1.	Functional Range Conditioning.....	51
11.1.2.	Functional Range Assessment.....	51
11.1.3.	Functional Range systems Internal strength model.....	52
11.2.	ROZDÍL OPROTI OSTATNÍM SYSTÉMŮM	52
11.2.1.	Zaměření Funkčního systému	53
11.3.	VYUŽITÍ SYSTÉMU	53
11.4.	KRITÉRIA VZDĚLÁVÁNÍ.....	54
12.	WESTSIDE BARBELL.....	55
12.1.	METODA CONJUGATE	55
12.2.	REVERSE HYPER	55

12.2.1.	<i>Historie Reverse Hyper</i>	55
12.2.2.	<i>Provedení Reverse Hyper</i>	55
12.2.3.	<i>Benefity Reverse Hyper</i>	56
13.	TYPY SVALOVÝCH VLÁKEN (POMALÁ A RYCHLÁ SVALOVÁ VLÁKNA)	57
13.1.	ROZDĚLENÍ SVALOVÝCH VLÁKEN.....	57
13.2.	POSTURÁLNÍ SVALOVÁ VLÁKNA (ČERVENÁ VLÁKNA, POMALÁ SVALOVÁ VLÁKNA).....	57
13.2.1.	<i>Patologie posturálních svalových vláken</i>	58
13.3.	FÁZICKÉ SVALOVÉ VZORCE (BÍLÁ VLÁKNA, RYCHLÁ SVALOVÁ VLÁKNA)	58
13.3.1.	<i>Rozdíl v patologii od pomalých svalových vláken</i>	58
13.3.2.	<i>Aktivace rychlých svalových vláken</i>	59
14.	PRAKTICKÁ ČÁST	60
14.1.	HLAVNÍ CÍL.....	60
14.2.	DÍLČÍ CÍLE	60
14.3.	VÝZKUMNÉ OTÁZKY	60
14.4.	HYPOTÉZY	61
14.4.1.	<i>Hypotéza 1</i>	61
14.4.2.	<i>Hypotéza 2</i>	61
14.4.3.	<i>Hypotéza 3</i>	61
14.4.4.	<i>Hypotéza 4</i>	61
15	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANEHO SOUBORU	62
15.1.	SLEDOVANÝ SOUBOR	62
16	METODIKA PRÁCE	64
17	ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ	72
18	VÝSLEDKY	73
18.1.	VÝSLEDKY K VÝZKUMNÉ OTÁZCE Č. 1	76
18.1.1.	<i>Hypotéza H01</i>	76
18.1.2.	<i>Hypotéza HA1</i>	76
18.1.3.	<i>Hypotéza HB1</i>	77
18.2.	VÝSLEDKY K VÝZKUMNÉ OTÁZCE Č. 2	79
18.2.1.	<i>Hypotéza H02</i>	79
18.2.2.	<i>Hypotéza HA2</i>	84
18.3.	VÝSLEDKY K VÝZKUMNÉ OTÁZCE Č. 3	84
18.3.1.	<i>Hypotéza H03</i>	85
18.4.	VÝSLEDKY K VÝZKUMNÉ OTÁZCE Č. 4	89
18.4.1.	<i>Hypotéza H04</i>	89

19 DISKUZE	91
19.1. DISKUZE K VÝZKUMNÉ OTÁZCE Č. 1	91
19.1.1. Výsledky k Hypotéze H01	91
19.1.2. Hypotéza HA1	92
19.1.3. Hypotéza HB1	92
19.2. DISKUZE K VÝZKUMNÉ OTÁZCE Č. 2	93
19.2.1. Výsledky k Hypotéze H02	93
19.2.2. Výsledky k Hypotéze HA2	94
19.3. DISKUZE K VÝZKUMNÉ OTÁZCE Č. 3	94
19.3.1. Výsledky k Hypotéze H03	94
19.4. DISKUZE K VÝZKUMNÉ OTÁZCE Č. 4	96
19.4.1. Výsledky k hypotéze H04	96
20 ZÁVĚR	97
SEZNAM LITERATURY	98
SEZNAM PŘÍLOH	109
PŘÍLOHY	110

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Znázornění výsledků systému FRS u Functional Reach testu	77
Graf 2 Znázornění výsledků systému DNS u Functional Reach testu	78
Graf 3 Znázornění výsledků systému FRS u upraveného One Leg Stand testu	78
Graf 4 Znázornění výsledků systému DNS u upraveného One Leg Stand testu.....	79
Graf 5 Znázornění výsledků FRS systému u Functional Reach testu při delším tréninku (60-70 minut)	80
Graf 6 Znázornění výsledků DNS systému u Functional Reach testu při kratším tréninku (30-40 minut).....	80
Graf 7 Znázornění výsledků DNS systému u Functional Reach testu při delším tréninku (60-70 minut)	81
Graf 8 Znázornění výsledků DNS systému u Functional Reach testu při kratším tréninku (30-40 minut).....	81
Graf 9 Znázornění výsledků FRS systému pro upravený One Leg Stand test při delším tréninku (60-70 minut)	82
Graf 10 Znázornění výsledků FRS systému pro upravený One Leg Stand test při kratším tréninku (30-40 minut)	83
Graf 11 Znázornění výsledků DNS systému pro upravený One Leg Stand test při delším tréninku (60-70 minut)	83
Graf 12 Znázornění výsledků DNS systému pro upravený One Leg Stand test při kratším tréninku (30-40 minut)	84
Graf 13 Znázornění výsledků FRS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvajícím 60-70 minut.....	85
Graf 14 Znázornění výsledků FRS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvajícím 30-40 minut.....	86
Graf 15 Znázornění výsledků FRS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvajícím 60-70 minut.....	86
Graf 16 Znázornění výsledků FRS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvajícím 30-40 minut.....	87
Graf 17 Znázornění výsledků DNS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvajícím 60-70 minut.....	87
Graf 18 Znázornění výsledků DNS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvajícím 30-40 minut.....	88

Graf 19 Znáornění výsledků DNS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvajícím 60-70 minut.....	88
Graf 20 Znáornění výsledků DNS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvajícím 30-40 minut.....	89
Graf 21 Znáornění výsledků měření upraveného One Leg Stand testu u očekávané a neočekávané perturbace v nultém týdnu	90
Graf 22 Znáornění výsledků měření upraveného One Leg Stand testu u očekávané a neočekávané perturbace v šestém týdnu	90

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Stabilizace páteře při aktivaci končetinového svalstva (Kolář, 2009, s. 39)	29
Obrázek 2 Zevní a vnitřní stabilizace ve vzpřímeném držení (Véle, 2006, s. 10)	29
Obrázek 3 Ideální postoj podle Frejky (Chvátalová, 1991; Srdečný, 1982) (Kolář, 2009, s. 36).....	32
Obrázek 4 Ideální držení ve stoji podle Kendalla (Kendall, McCreary, Provance, 1993) (Kolář, 2009, s. 36).....	32
Obrázek 5 Horní a dolní zkřížené vzory podle Jandy (Richter, Hebgen, 2011, s. 80).....	34
Obrázek 6 Zvětšený sklon pánve (Lewit, 1990)	37
Obrázek 7 Normální a abnormální limity stability (Horak, 2006, s. ii9)	42
Obrázek 8 Jak se lidské tělo vidí zevnitř ven dle Dr. Andreo Spiny, Legenda: WS - Workspace (aferentní, eferentní signál), Capsule - Kloubní pouzdro, Rotational/Linear - Rotační a lineární anatomické struktury, Movement – pohyb (zdroj: vlastní).....	53
Obrázek 9 Zahajovací pozice testu Functional Reach Test (zdroj: vlastní)	64
Obrázek 10 Konečná pozice testu Functional Reach Test (zdroj: vlastní)	65
Obrázek 11 Zahajovací pozice upraveného testu One Leg Stand Test (zdroj: vlastní)	66
Obrázek 12 Proband v zahajovací pozici čeká na puštění gumy (zdroj: vlastní).....	67
Obrázek 13 Ilustračně naměřené 3 kg na přístroji Delphin měřící odpor gumy (zdroj: vlastní).....	67

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Charakteristika testovaného souboru	63
Tabulka 2 Trénink FRS, Skupina o 2 probandech, 2 dny v týdnu, 60-70 minut (zdroj: vlastní).....	69
Tabulka 3 Trénink FRS, Skupina o 3 probandech, 3 dny v týdnu, 30-40 minut (zdroj: vlastní).....	69
Tabulka 4 Trénink FRS, DECH, obě skupiny (zdroj: vlastní).....	69
Tabulka 5 DNS trénink, skupina o 2 probandech, 3 dny v týdnu, 60-70 minut (zdroj: vlastní).....	71
Tabulka 6 DNS tréninku, skupina o 3 probandech, 5 dní v týdnu, 30-40 minut (zdroj: vlastní).....	71
Tabulka 7 Výsledky Functional Reach testu systému FRS.....	73
Tabulka 8 Výsledky Functional Reach testu systému DNS.....	73
Tabulka 9 Výsledky upraveného One Leg Stand testu systému FRS.....	74
Tabulka 10 Výsledky upraveného One Leg Stand testu systému DNS.....	74
Tabulka 11 Výsledky upraveného One Leg Stand testu pro očekávanou a neočekávanou perturbace v nultém týdnu.....	75
Tabulka 12 Výsledky upraveného One Leg Stand testu pro očekávanou a neočekávanou perturbace v šestém týdnu	76

SEZNAM ZKRATEK

FRS Functional Range Systems

FRA Functional Range Assessment

FRC Functional Range Conditioning

FRS ISM Functional range system Internal strength model

APA Anticipatory postural adjustment (Anticipatorní posturální nastavení)

CPA Compensatory postural adjustment (Kompenzační posturální reakce)

CNS Centrální nervová soustava

M., MM. Musculus (sval), Musculi (Svaly)

HK, HKK Horní končetina, Horní končetiny

DK, DKK Dolní končetina, Dolní končetiny

TZV. Takzvaný

TFL Tensor fasciae latae (sval na vnější straně stehna)

QL Quadratus Lumborum (sval v oblasti bederní části zad)

DNS Dynamická neuromuskulární stabilizace

WS Workspace

NM nanometr (metrická jednotka)

COM Center of mass (centrum hmoty)

COP Center of pressure (centrum tlaku)

ÚVOD

V poslední době se začíná větší část veřejné populace zajímat o trénování svého těla, především „středu těla“, ať už pro zpevnění nebo například bolesti zad. Správným tréninkem můžeme ovlivnit nejen posturální stabilizaci a různé bolesti, ale také dysbalance a nastavit tak správné držení těla.

Tréninkové systémy a plány se z velké části zaměřují na člověka jako na celek a vytahávají ze svých „šuplíků cviků“ vhodný cvik pro daný problém nebo pro daný cíl dotyčného. Tento systém samozřejmě do určité části funguje, ale dá se k tomuto konceptu přistupovat ještě detailněji, s čímž se často nesetkáváme.

Práce se skládá z teoretické části, ve které je přiblíženo Anticipatorní posturální nastavení a mechanismy, které udržují vertikální stoj v rovnováze, aby nedošlo k pádu.

Vertikální stoj je složitý pohyb, který vyžaduje stabilizaci těla v prostoru a udržování rovnováhy. Tato stabilizace je obtížná, protože tělo se musí neustále přizpůsobit různým podmínkám, jako jsou změny povrchu, pohyb, změny hmotnosti apod.

Anticipatorní posturální nastavení je mechanismus, který předvídá změny v tělesné poloze a připravuje tělo na stabilizaci. K pomoci Anticipatorního posturálního nastavení slouží kompenzační posturální reakce. To jsou reflexní pohyby, které reagují na nerovnováhu těla a snaží se udržet rovnováhu.

Tyto mechanismy jsou důležité pro udržení stability těla během vertikálního stoje. Nicméně, jejich účinnost může být ovlivněna různými faktory, jako jsou neurologická onemocnění, stárnutí nebo únavou, což může vést k problémům s rovnováhou a zvýšenému riziku pádu.

Celkově lze říci, že vertikální stoj je náročný pohyb, který vyžaduje aktivaci složitých mechanismů udržování rovnováhy. Chápání těchto mechanismů může být klíčové pro vývoj strategií prevence pádů u různých populací (Alexandrov, a další, 2005).

Praktická část srovnávala trénink systému Dynamické neuromuskulární stabilizace a amerického systému od Dr. Andreo Spiny a jejich vliv na posturální stabilitu pomocí objektivních testů. Jedním z cílů práce bylo také zjistit, který systém vykazuje vyšší výsledky v posturální stabilitě a celkovém tréninku tzv. středu těla.

Hlavním cílem celé bakalářské práce pak bylo zhodnotit vliv tréninku Anticipatorního posturálního nastavení na posturální stabilitu u zdravých jedinců. Dílčí cíle porovnávaly délku a počet tréninkových jednotek v týdnu. Měření bylo prováděno na Functional Reach testu a upraveném One Leg Stand testu.

K vyhledávání odborných studií byly využity on-line databáze Google Scholar, ResearchGate a PubMed s využitím klíčových slov: anticipatory postural adjustment, posture, postural stability, training, DNS, One Leg Stand test, Functional Reach test.

TEORETICKÁ ČÁST

1. POSTURA

Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová. Je zajištěna vnitřními silami, především svalovou aktivitou řízenou CNS. Opakovaně je připomínáno, že postura vždy vyžaduje zpevnění osového orgánu, tedy trupu s krkem a hlavou (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 119).

Jedná se o vlastnost lidského těla držet jeho jednotlivé klouby proti působení vnějších vlivů. Tyto vnější vlivy mohou být různé, ale gravitace se uvádí jako vnější síla, která má největší význam z hlediska působení na tuto vlastnost lidského těla (Dutt-Mazumder, a další, 2016; Kolář, Červenková, 2018; Vařeka, Vařeková, 2009).

1.1. Aspekty vzpřímeného držení těla

Existují tři důležité aspekty vzpřímeného držení těla. Těmito aspekty jsou výkonná, sensorická a řídicí jednotka. Za výkonnou jednotku se považuje pohybový systém, který se dá definovat jak funkčně, tak anatomicky. Druhým aspektem je sensorická složka, která zahrnuje zrak, vestibulární systém, propiocepci a exterocepci. Poslední částí vzpřímeného držení těla je řídicí jednotka, kterou zajišťuje Centrální nervový systém (Vařeka, Vařeková, 2009).

1.2. Role kosterních svalů

Jednu z hlavních úloh mají také kosterní svaly ve výkonném aspektu držení těla. Ty dle Jandy (1982) zaujímají pozici jako “na rozcestí” mezi dvěma systémy (řídicím a výkonným). Je tomu tak právě z důvodu propiocepce, díky níž mají významnou roli i v oblasti sensorické (Vařeka, Vařeková, 2009).

1.3. Modality postury

Všechny modality postury jsou navzájem propojeny a vzájemně ovlivňují, jaký postoj zaujímáme a jak udržujeme rovnováhu (Carini, a další, 2017).

1.3.1. Visuální postura

Visuální postura je postura, kterou člověk zaujímá na základě vizuálních podnětů z okolí. Je ovlivněn několika vlivy, jako například pozice hlavy, očí nebo orientací těla vzhledem k okolnímu prostředí (Carini, a další, 2017).

Kontrolní mechanismus pro udržení vzpřímené polohy člověka je velmi závislý na vizuálních informacích (Doine, Sakamaki, 2022, s. 2)

1.3.2. Vestibulární postura

Vestibulární systém, který se nachází v uchu, poskytuje informace o poloze těla a o jeho pohybu v prostoru. Tento systém hraje klíčovou roli při udržování rovnováhy a postury (Carini, a další, 2017; Doine, Sakamaki, 2022).

Při kontrole postury není zapojen celý vestibulární systém. Polokruhové kanálky totiž nejsou zapojeny do kontroly postury, protože jejich práh vnímání je příliš jemný na to, aby byl kontrolován pomocí stabilometrie. Skutečnými vestibulárními receptory jsou otolity, které přenášejí informace týkající se zrychlení a odchylky hlavy a hrají roli při kontrole posturálních fluktuací (Carini, a další, 2017, s. 13).

1.3.3. Somatosenzorická postura

Somatosenzorický systém, který zahrnuje informace z kůže, svalů a kloubů, poskytuje informace o poloze těla v prostoru. Tento systém pomáhá udržovat rovnováhu a posturu tím, že poskytuje informace o pohybu a polohování těla (Carini, a další, 2017; Doine, Sakamaki, 2022).

1.3.4. Kineziologická postura

Kineziologie se zabývá studiem pohybu a jeho mechanismů. Kineziologická postura zahrnuje správnou polohu těla a správné používání svalů a kloubů při pohybu. Tento typ postury může být ovlivněn tím, jak správně jsou svaly a klouby vyváženy a jak jsou používány (Carini, a další, 2017).

Smyslové orgány zásobují informacemi sval (citlivý na změny délky svazků svalů) a Golgiho šlachové orgány (citlivé na změny napětí svalů). Posturální fluktuace způsobují lehké napětí svalu a následnou aktivaci a odezvu svalových vřeten. Svalová propioceptivní informace je zvláště přesná a diskriminující (Carini, a další, 2017, s. 13).

1.3.5. Psychologická postura

Psychologické faktory mohou hrát roli v tom, jak člověk zaujímá posturu. Například nálada, úzkost, stres nebo sebevědomí mohou mít vliv na to, jak člověk drží své tělo a jak se cítí ve své postoji (Carini, a další, 2017).

1.4. Koncepty postury

Hlavní koncepty postury lze rozdělit do tří skupin: Koncept prostorovosti, antigravitace a rovnováhy (Carini, a další, 2017).

1.4.1. Koncept prostorovosti

Tento koncept pracuje s polohou těla v 3D prostoru. Jedná se o prostorové uspořádání těla a vztah jednotlivých segmentů těla vůči sobě (Carini, a další, 2017).

1.4.2. Koncept antigravitace

Hlavní vnější síla, proti které působí postura je gravitace. Rovnováha postury je reakcí na gravitaci (Carini, a další, 2017).

Antigravitační kontrolu umožňují dva procesy. Prvním procesem je kinematický řetězec od dolních končetin po hlavu. Podpírá váhu těla proti gravitačním silám. Kromě toho je schopný poskytnout dynamickou podporu segmentů těla při pohybu (Massion, a další, 2004).

Druhým procesem je kontrola rovnováhy, která zajišťuje, aby COP a COM byly ve statické poloze uprostřed kontaktu těla se zemí (Massion, a další, 2004).

1.4.3. Koncept rovnováhy

Koncept rovnováhy vysvětluje vztah mezi okolním prostředím a subjektem (Carini, a další, 2017).

1.5. Spojení hlavy a krku s trupem

Působení vnějších vlivů je vyrovnáváno vnitřními vlivy lidského těla. V popředí je hlavně svalová aktivita, která je řízena nervovou soustavou. Podle mnohých významných autorů je zdůrazňováno a opakováno, že z hlediska postury je potřebné správné spojení hlavy a krku s trupem, neboť to jsou osově orgány (Cuccia, Caradonna, 2009; Vařeka, Vařeková, 2009).

Přední posun hlavy snižuje zorné pole a při pokusu o zlepšení zorného pole se zvyšuje lordóza krční páteře. Přední pozice hlavy také ovlivňuje polohu těžiště, což potvrzuje vztah mezi posturou těla a temporomandibulárním kloubem (Cuccia, Caradonna, 2009, s. 63).

1.6. Rozmanitost postury

Postura se nedá považovat pouze za stoj na dvou končetinách a přirovnávat to k tomu jako synonymum, jak se někdy zjednodušuje. Je totiž součástí složitějších pohybů od sedu, až po extenzi krční páteře například při lehu na břiše. Není to ale jen o pohybech na místě, jedná se i přesouvání z místa na místo a dalších jiných způsobů aktivní lokomoce (Vařeka, Vařeková, 2009).

Často je špatně interpretováno, že pod pojmem postura se skrývá právě pouze jen vzpřímený stoj nebo sed a zapomínají na fakt, že svalový aparát musí držet klouby ve správném postavení, což je právě vlastnost lidského těla, při každém pohybu. Můžeme tedy s klidem říci, že se tento pojem nachází při jakémkoliv sportu. Je totiž nezbytný při skákání, kopání nebo například běhání. Pokud bychom tuto vlastnost neměli a klouby by nedržely ve správném postavení, naše kostra by se zhroutila (Kolář, Červenková, 2018).

1.7. Postura a pohyb jako tělo a stín

Postura a pohyb je jako tělo a stín, doprovází ho na každém kroku. Toto přirovnání a vlastně výrok je různě interpretován a překládán, takže se s ním můžeme setkat v jiných podobách a od různých autorů. Hlavní myšlenka ale zůstává stejná. Postura je s námi při každém našem aktivním pohybu, ať je to začátek, prostředek nebo jeho konec. (Vařeka, Vařeková, 2009).

2. POSTURÁLNÍ FUNKCE

Posturální funkce rozdělujeme na posturální stabilitu, posturální stabilizaci a posturální reaktibilitu (Kolář, a další, 2009).

2.1. Posturální stabilita

Posturální stabilita je komplexní motorická dovednost, která se vysvětluje jako schopnost udržet, dosáhnout nebo obnovit rovnováhu v různých polohách těla nebo při provádění různých činností. Pro kontrolu držení těla je třeba být schopný vyrovnat tělo v prostoru pomocí vizuálních, vestibulárních a somatosenzorických systémů a zaručit tak adekvátní muskuloskeletální reakci na perturbace (Nag, a další, 2015).

Stabilitu chápeme jako schopnost těla reagovat na změny sil působící na člověka, ať už vnitřního charakteru nebo vnějšího charakteru, a udržovat neustále vzpřímené držení těla, aby nedošlo k nečekanému vychýlení, které by mohlo mít za následek například pád. Dokonce jen strach z pádu ovlivňuje naše posturální nastavení a stabilitu (Cesari, a další, 2022; Vařeka, Vařeková, 2009).

Udržování této rovnováhy a vzpřímeného držení těla je životně důležitou motorickou funkcí, ať už pro jakýkoliv pohyb nebo držení postury. Pokud dojde k vychýlení ze stabilní rovnováhy, tělo zaznamená ohrožení a aktivuje příslušné svaly, které se snaží zabránit následnému pádu (Nag, a další, 2015).

2.1.1. Mechanismy udržující posturální stabilitu

Tato stabilní poloha, kterou zaujímá lidské tělo, je udržována centrálním nervovým systémem, který řídí činnost svalů, které stabilní polohu udržují při působení vnějších sil (Nag, a další, 2015; Véle, 2006).

Ve statické poloze tělo nemění svou pozici a nepohybuje se z bodu A do bodu B. To ale neznamená, že neprobíhají žádné děje. Každá poloha, ať už je to sed, či stoj, obsahuje i děje dynamické (Kolář, 2009).

Dalo by se tedy říci, že nejde pouze o zaujetí jedné polohy, ale o neustálé “zaujímání” “statické” polohy těla (Kolář, 2009).

2.1.2. Typy rovnováhy a stability

Rozlišujeme několik typů rovnováhy a stability, jako je například stabilní, nestabilní nebo dokonce metastabilní či multistabilní rovnováha a stabilita. Jelikož naše tělo neustále “přestřeluje” a také naopak “podstřeluje” určité pohyby, nedá se ve skutečnosti mluvit o dlouhodobé stabilitě jako o běžné věci, ale spíše jako o vzácnosti. Nicméně slovem a termínem stabilní lze označit udržení určitého stavu po delší dobu, do kterého se tělo navrácí právě po narušení počáteční polohy (Siff, 2003).

2.1.3. Nestabilita a její následky

Nedostatek udržování jakéhokoliv stavu po delší dobu tedy znamená, že se jedná o nestabilitu, která může mít za následek snížení výkony, zvýšení únavy nebo až zranění (Davidek, a další, 2018; Siff, 2003).

2.2. Posturální Stabilizace

2.2.1. Typy posturální stabilizace

Posturální stabilizace se dá dělit na dva typy, kterými jsou vnitřní a vnější typ. Vnitřní typ, neboli pružný segmentový, není téměř patrný. Korigující pohyby totiž vycházejí z hlubokých intersegmentálních svalů páteře (Véle, 2006).

Typ druhý, vnější sektorový, také známý jako celkový, navazuje na pružný první typ. Zde už se dá vnímat pohyb a jsou zde vidět patrné pohybové odchylky (Véle, 2006).

2.2.2. Faktory ovlivňující posturální stabilizaci

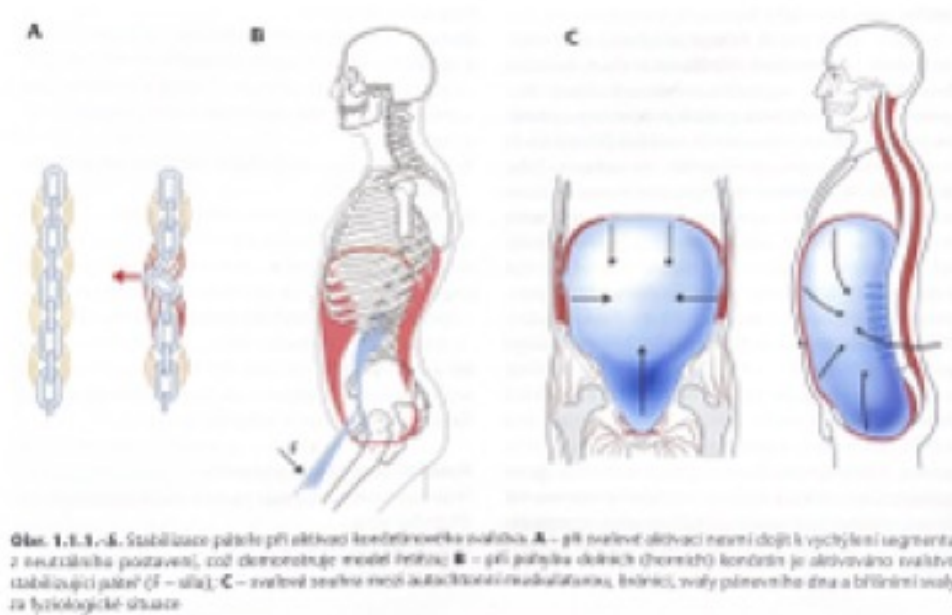
Bez koordinované svalové aktivity, řízené centrálním nervovým systémem, by se naše koustra zhroutila (Kolář, 2009). Udržování stabilního postoje je závislé převážně na této svalové aktivitě, i když také závisí i na jiných faktorech, kterými mohou být váha člověka, jak je dotýčný vysoký, jakou má celkovou anatomickou strukturu jednotlivých segmentů těla a mnoho dalších aspektů (Çelenay, a další, 2017; Véle, 2006).

Přicházející informace z vnějšího, ale i vnitřního prostředí a sil, se zaznamenávají centrálním nervovým systémem a mají vliv na rovnovážné procesy (Véle, 2006).

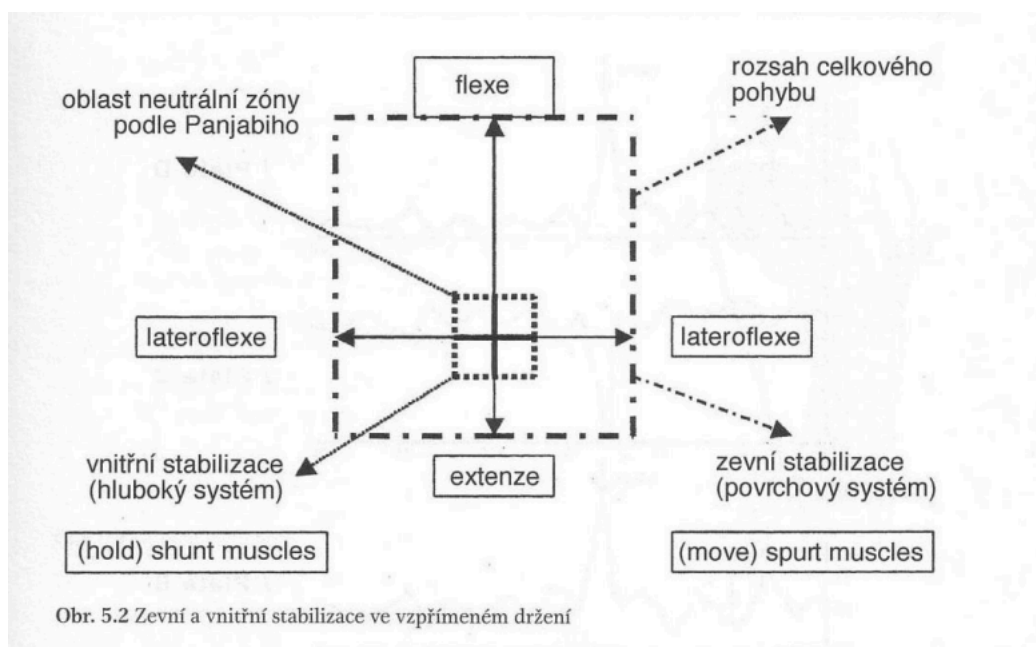
2.2.3. Postura a pohyb končetin

Pohyby končetin, ať už jen horních či dolních, bez pohybu trupu, také doprovází posturální stabilizace (Kolář, 2009). Těmto pohybům končetin předchází aktivace svalů hlubokého stabilizačního systému, a tedy pánevního dna, bránice, břišní stěny a hlubokých svalů zádočných (Madle, a další, 2022).

V prvním přiloženém obrázku (viz obrázek 1) je popsána stabilizace páteře při aktivaci svalstva končetin (Kolář, 2009, s. 39) a v druhém (viz obrázek 2) zevní a vnitřní stabilizace ve vzpřímeném držení (Véle, 2006, s. 10)



Obrázek 1 Stabilizace páteře při aktivaci končetinového svalstva (Kolář, 2009, s. 39)



Obrázek 2 Zevní a vnitřní stabilizace ve vzpřímeném držení (Véle, 2006, s. 10)

2.3. Posturální reaktibilita

Při pohybu tělesnými segmenty, které vyžadují vynaložení nějakého silového úsilí, je vždy nutné vyvinout takovou svalovou sílu, abychom překonali odpor. Tyto síly se poté přenášejí na momenty sil v pákovém systému těla. To vyvolává reakční síly, které stabilizují pohybový systém těla. Označujeme to jako posturální reaktibilita (Kolář, 2009).

3. DRŽENÍ TĚLA – FYZIOLOGICKÉ DRŽENÍ TĚLA

Pokud bychom chtěli napsat přesnou definici fyziologického a optimálního držení těla, bylo by to velmi obtížné. Přesná definice je totiž, už po dobu delší než 40 let, neurčitá vzhledem k mimořádné variabilitě pohybů. Jinými slovy, ideální držení těla jako definice téměř neexistuje (Kobesova, a další, 2020; Korakakis, a další, 2019; Siff, 2004).

Gravitace zastává v běžném životě nejdůležitější roli mezi všemi vnějšími silami (Kolář, Červenková, 2018). Držení těla je výsledkem stahu svalů a kostry vzdorovat působení této zevní síly (Richter, Hebgen, 2011).

3.1. Stres organismu při nesprávném držení těla

Pokud se organismus jakkoliv vychýlí od ideálního držení těla, hovoříme o tom, že se organismus dostává pod stres. Podle Kapplera (1982) se dokonalé postavení těla označuje jako stav, kdy jsou naše tělesné hmoty rozloženy tak, aby vše neutralizoval nejdůležitější vnější sílu, tedy gravitaci. Mezi tyto tělesné hmoty patří ligamenta, tedy vazy, a samozřejmě svalový aparát a jejich správné napětí, normotonus (Richter, Hebgen, 2011).

3.2. Faktory ovlivňující postoj těla

Při stání závisí postoj na několika faktorech. Jsou jimi plocha, na které dotyčný stojí, zda je rovná nebo jsou tam určité výchylky, dále pak báze kosti křížové, která slouží jako základ páteře udržující orgány rovnováhy ve svislém směru, a v neposlední řadě na kontaktní ploše se zemí, tedy na kondici nohou (Richter, Hebgen, 2011).

3.3. Oblast nejčastějších problémů správného držení těla

Právě v oblasti kontaktní plochy se zemí bývá nejčastější problém se správným držením našeho těla. Týká se to především postavení hlezna nohy, latinsky pes valgus, které bývá při poruše nejčastěji valgózní, tedy směrem dovnitř, dále snížené klenby chodidla (pes planus), a třetí oblast je oblast pánve a právě sklon křížové kosti. Všechny tyto nesrovnalosti se dají řešit úpravou bot pomocí stélek (Richter, Hebgen, 2011).

3.4. Vnímání ideálního postoje

Co se týká správného ideálního držení těla, je velmi obtížné, zda-li vůbec možné, určit ideální držení těla, jelikož má každý jedinec individuální anatomii těla. V příložených obrázcích (viz obrázek 3, viz obrázek 4) je popsáno vnímání ideálního postoje podle Frejky (Kolář, 2009, s. 36) a ideálního postoje podle Kendalla (Kolář, 2009, s. 36).

Tab. 1.1.1.-1. Ideální postoj podle Frejky (Chváralová, 1991; Srdečný, 1982)

Segment	Postavení, držení
DKK	nohy volně u sebe, chodidla rovnoběžná, prsty položeny plochou na podložce, nártý nadlehčeny a vytočeny zevně, bérce taženy vpřed, kolena a kyčle nenásilně protaženy směrem vzhůru, kolena nejsou protlačována vzad
Pánev	ve frontální rovině symetrická, v sagitální rovině přiměřený sklon (inclinatio pelvis, inclinatio coxae), hýždě kulovité, pevné, smeknuté, taženy dolů
Trup a HKK	břicho podtaženo vzhůru, páteř ve frontální rovině bez skoliózy, v sagitální rovině plynule zakřivená s bedry taženými vzad, lopatky symetrické přiléhající celou plochou k trupu, ramena volně rozložena do šířky, spuštěna dolů a dozadu, linie trapézů konkávní, paže volně svěšeny podél trupu, »tajíle« symetrické
Hlava a krk	brada svírá s krkem pravý úhel, spojnice zevního zvukovodu a očí leží v horizontále, temeno je taženo vzhůru

Obrázek 3 Ideální postoj podle Frejky (Chváralová, 1991; Srdečný, 1982) (Kolář, 2009, s. 36)

Tab. 1.1.1.-2. Ideální držení ve stoji podle Kendalla (Kendall, McCreary, Provance, 1993)

Segment	Postavení, držení
Hlava	neutrální
Krční páteř	křivka lehce konveční vpřed
Lopatky	přiléhají k hrudnímu kóli
Hrudní páteř	křivka lehce konveční vzad
Bederní páteř	křivka lehce konveční vpřed
Pánev	neutrální – přední horní spina leží v jedné vertikální rovině se symfyzou
Kyčelní klouby	neutrální
Kolenní klouby	neutrální
Hlezenní klouby	neutrální – bérce kolmo k rovině chodidel

Obrázek 4 Ideální držení ve stoji podle Kendalla (Kendall, McCreary, Provance, 1993) (Kolář, 2009, s. 36)

4. PORUCHY POHYBOVÉHO SYSTÉMU

Špatné stereotypy pohybu mohou vést k různým bolestem pohybového aparátů. Tyto chybné pohybové vzory nám mohou velmi dobře ukázat, proč dotyčného bolí určitá část těla, ať už je to oblast zad nebo kyčle (Kolář, Červenková, 2018).

4.1. Optimální biomechanické postavení kloubů

Optimální biomechanické postavení kloubů je klíčové pro zabránění poškození kloubů při pohybu nebo statickém zatížení, jako je sed nebo stání, protože pouze takové biomechanické nastavení kloubů nezpůsobuje poškození. Pokud jsou klouby vystaveny posturálním poruchám, jsou chronicky přetěžovány a poškozovány (Kolář, Červenková, 2018).

4.2. Projev malých chyb v pohybu na zdraví v dlouhodobém horizontu

Pár špatných pohybů, které provedeme, nemá tak velkou roli na naše zdraví. Jde o dlouhodobý charakter, kdy se i malé chyby v pohybech, které se neustále opakují, nejčastěji u sportu, kde se vykonává stejný pohyb v počtech statisíců, nakonec projeví v mnohem větším měřítku, než si lidé uvědomují. Je to stejné jako například voda, která dokáže vytvořit díru ve skále. Pár kapek nevadí, ale pokud tento “malý” problém přehlédneme a nebudeme se mu věnovat, “voda”, a tedy malé chyby v pohybu, nakonec udělá do kamene díru (Kolář, Červenková, 2018).

4.3. Zkřížené syndromy

Mezi zkřížené syndromy řadíme Horní a Dolní zkřížený syndrom, dále také Vrstvový syndrom dle Jandy. Tyto svalové dysbalance se podílejí na nesprávném držení těla, a tedy i postuře, neboť jedna věc vede zákonitě ke kompenzaci druhé (Rychlíková, 1987)

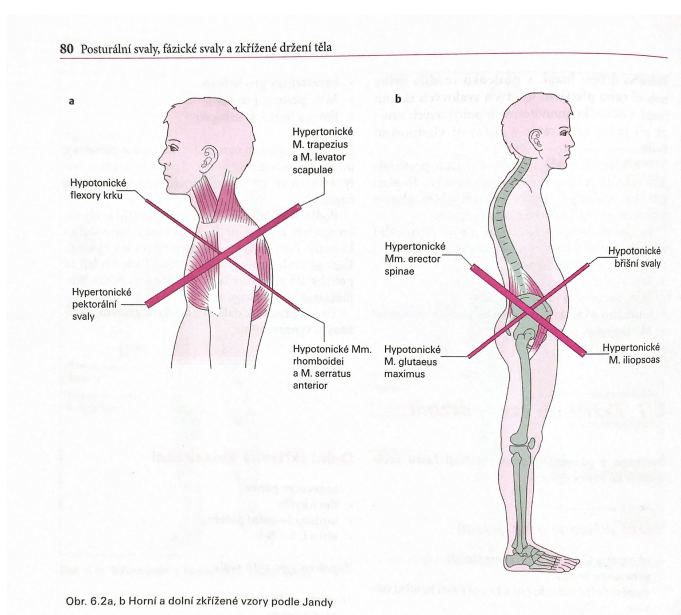
4.3.1. Kyfóza a Lordóza dle americké literatury

Jelikož se u tohoto typu dysbalancí setkáváme se zakřivením páteře, úryvek z americké literatury, která poukazuje na nesrovnalost, slova “přirozená” a “kyfóza” nebo “přirozená” a “lordóza” by se spolu neměla vyskytovat dohromady. Důvodem je fakt, že slova končící na “-sis” vždy odkazují na nemoc nebo morbiditu, proto v anglickém znění těchto slov (lordosis, kyphosis) se nejedná o přirozený jev. Správně používané označení je zde pouze u

skoliotického zakřivení páteře, která má v americkém znění správným formát (Scoliosis), jelikož se opravdu jedná o abnormální zakřivení páteře (Siff, 2003).

4.3.2. Horní zkřížený syndrom

Horní zkřížený syndrom (viz obrázek 5) je svalová dysbalance horní poloviny těla, která významně ovlivňuje funkci krční páteře, hrudní páteře i pletence ramenního. Ovlivňuje také stereotyp dýchání, který je důležitou složkou hlubokého stabilizačního systému. Jedná se o zkřížený typ posturální poruchy, kdy dochází k ochabnutí a zkrácení určitých svalových skupin (Bayattork, a další, 2020; Richter, Hebgen, 2011; Seidi, a další, 2020).



Obrázek 5 Horní a dolní zkřížené vzory podle Jandy (Richter, Hebgen, 2011, s. 80)

4.3.2.1. Dysbalance svalových skupin: zkrácené svaly

Tyto svalové dysbalance se u většiny lidí vyskytují na stejných místech. To znamená, že z velké části se zkracují a oslabují vždy stejné svaly (Bae, a další, 2016; Richter, Hebgen, 2011; Seidi, a další, 2020). U Horního zkříženého syndromu patří mezi zkrácené svalové skupiny na ventrální straně těla m. pectoralis major a m. pectoralis minor, na dorsální straně poté m. trapezius (střední a horní část - podle americké literatury horní polovina), m. levator scapulae a krátké extenzory šíje (m. rectus capitis posterior major et minor, m. obliquus capitis superior et inferior). Jelikož je jedna část zkrácených svalů na ventrální straně v oblasti hrudní páteře a druhá na dorsální straně o segment výše v oblasti krční páteře, je patrné, že se jedná o zkřížený model (Bae, a další, 2016; Bayattork, a další, 2020; Lewit, 1990).

4.3.2.2. Dysbalance svalových skupin: oslabené svaly

Naproti těmto skupinám se nacházejí svaly, které mají tendenci ochabovat a celý horní zkřížený syndrom “posilují”. Jedná se o svaly m. sternocleidomastoideus, mm. scaleni, m. sternothyroideus, m. thyrohyoideus, m. sternohyoideus, m. omohyoideus a m. platysma na ventrální straně v oblasti krční páteře. Na dorsální straně o segment níže, a tedy hrudní části páteře, mají tendenci k ochabnutí svaly m. trapezius (střední 2/3 - podle americké literatury spodní 1/2), m. rhomboideus major et minor, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres major et minor, m. serratus anterior et posterior (Bae, a další, 2016; Lewit, 1990).

4.3.2.3. Dýchání při horním zkříženém syndromu

Z toho plyne zvýšené napětí v krční páteři a bolesti ramen a paží (Richter, Hebgen, 2011; Rychlíková, 1987; Simmons, 2015; Zatsiorsky, Kraemer, 2006). Horní zkřížený syndrom ovlivňuje, kromě typických změn pohybových stereotypů, i stereotyp dýchání, který je při zapojení posturálních funkcí nepostradatelný. V tomto případě zde zpravidla nalézáme horní typ dýchání (Lewit, 1990).

4.3.2.4. Typické držení těla při horním zkříženém syndromu

Dále také může docházet ke zkrácení i jiných struktur, jako je například ligamentum nuchae. Toto zkrácení způsobuje hyperlordózu v cervikální (krční) oblasti (Lewit, 1990). Nalézáme zde tedy předsunuté držení ramen a jejich protrakci, předsunuté držení krku a hlavy, aby se vždy zachovaly oči v horizontální rovině a zvýšené napětí mm. pectorales, které působí kulatá záda. Zvýšenou cervikální lordózu poté umocňují oslabené hluboké flexory šíje spolu se zkrácenými vzpřimovači (Bae, a další, 2016; Lewit, 1990; Seidi, a další, 2020).

4.3.2.5. Kompenzace

Pokud tedy nastane nějaké zkrácení nebo oslabení, počítáme s kompenzací jiných svalových skupin v například protilehlém regionu. Kompenzace nemusí být jen křížem nebo protilehle, pokud nastane oslabení dolních fixátorů ramenního pletence, nalezneme ve skupině nad ní zvýšené napětí právě z přítomné kompenzace (Lewit, 1990).

4.3.3. Dolní zkřížený syndrom

Dolní zkřížený vzor držení těla (viz obrázek 5) je svalová dysbalance dolní části těla. Jedná se o stejný princip jako u horního zkříženého syndromu, a tedy jsou proti sobě svalové

skupiny, které mají tendenci k oslabení a ke zkrácení (Barulin, a další, 2021; Richter, Hebgen, 2011).

4.3.3.1. Typické držení těla při dolním zkříženém syndromu

Dolní zkřížený syndrom se projevuje na první pohled nesprávným držením postury v oblasti břicha. Vidíme zde lordózu bederní páteře, oslabené břišní svalstvo a patrnou flexi v kyčelních kloubech. Vzniká zde větší stres na obratle v oblasti L5 - S1 (Barulin, a další, 2021; Richter, Hebgen, 2011).

4.3.3.2. Postavení pánve a její role

Lordóza vyrovnává také naklonění křížové kosti a pánve z vertikální osy. Pozice křížové kosti je charakterizována sakrovertebrálním úhlem mezi horní plochou prvního sakrálního obratle a vodorovnou linií. Čím menší úhel, tím lepší stabilita v lumbosakrálním spojení. Pokud je pánev skloněna, lze ji upravit pomocí rozvoje sil odpovídajících svalů. U lidí s vyšší hmotností bývá pánev obvykle nasměrována šikměji v důsledku váhy těla, což vyžaduje hubnutí jako první krok (Zatsiorsky, Kraemer, 2006).

Pro korekci sklonu pánve jsou klíčové následující svaly: aktivace flexorů trupu (rectus abdominis) a extenzorů kyčle (ischiokrurální svaly) zmenšuje sakrální úhel a posouvá křížovou kost a pánev do vertikální polohy. Naopak aktivace extenzorů trupu a flexorů kyčle (m. rectus femoris) rotuje pánev do šikmé polohy. Břišní svaly mají vliv na kontrolu předního sklonu pánve (Zatsiorsky, Kraemer, 2006).

4.3.3.3. Zkrácené svalové skupiny

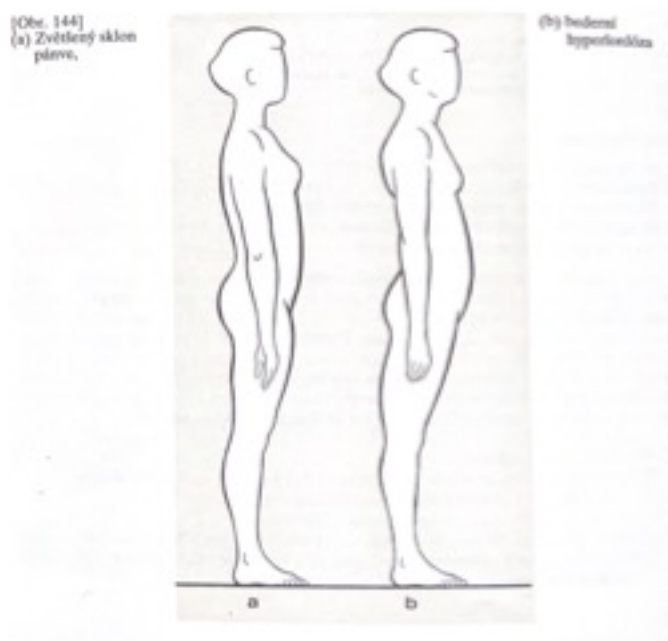
Lidé s dolním zkříženým syndromem často trpí bolestmi zad v bederní oblasti a v oblasti L5 - S1, které je vystaveno většímu stresu. Mezi hypertonické, a tedy zkrácené, svaly patří m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. TFL, m. adductor magnus, m. adductor longus, m. adductor brevis, mm. erector spinae bederní páteře a m. quadratus lumborum (Barulin, a další, 2021; Lewit, 1990; Richter, Hebgen, 2011).

4.3.3.4. Oslabené svalové skupiny

Mezi hypotonické svaly řadíme břišní svaly a svaly hýžděové (Lewit, 1990; Richter, Hebgen, 2011).

4.3.3.5. Narušení pohybového stereotypu a kompenzace

Jde tedy o substituce mezi jednotlivými skupinami, neboť za určité svaly přebírají práci jiné svalové skupiny. Například za m. gluteus medius přebírá práci m. TFL a m. QL. Jsou tu i další jiné vzorce, které se objevují společně. Díky těmto asymetriím je narušen i pohybový stereotyp a mechanismus segmentového odvíjení trupu při snaze posadit se z pozice vleže nebo při snaze o vzpřímenou pozici z předklonu. Zvětšený úhel sklonu pánve a zvětšená bederní lordóza jsou výsledkem těchto odchylek (viz obrázek 6) (Lewit, 1990).



Obrázek 6 Zvětšený sklon pánve (Lewit, 1990)

4.3.4. Vrstvový syndrom (podle Jandy)

Při vrstvovém syndromu dochází ke kombinaci vrstev svalů hypertrofických a naopak svalů oslabených, jako je to u horního a dolního zkříženého syndromu. Nalézáme zde stejné vzory špatného držení těla. U břišních svalů je dobré zmínit, že přední stěna je sice oslabená, ale šikmé břišní svaly bývají naopak přetížené. Dysbalance tedy vzniká jak v horní části těla, tak ve spodní části. K největší hypermobilitě dochází v oblasti základny pro páteř, tedy oblast křížové kosti (Richter, Hebgen, 2011; Lewit, 1990).

5. DÝCHÁNÍ

5.1. Vzájemný vztah mezi dýcháním a posturální kontrolou

Posturální kontrola je mechanicky i neuromuskulárně velmi závislá na dýchání, stejně jako dýchání na posturální kontrole (Szczygieł, a další, 2018).

Studie (Hodges, a další, 2002) zjistila, že porucha postury způsobená dýchacími pohyby je alespoň částečně kompenzována malými úhlovými pohyby dolního trupu a dolních končetin.

5.2. Anatomické segmenty ovlivňující posturální kontrolu a dýchání

Oba systémy zahrnují stejné anatomické segmenty, proto se navzájem ovlivňují. Jedná se především o bránici, svaly břicha, mezižeberní svaly a svalové segmenty pánevního dna (Szczygieł, a další, 2018).

5.3. Vliv polohy těla na respirační činnost

Dýchání je z posturálního hlediska důležité i proto, že různé polohy těla ovlivňují respirační činnost. Nejvýznamnější poloha, která má největší vliv na náš respirační systém má stání (Guan, a další, 2018).

5.4. Důležitost dechu v posturální kontrole

Mezi všemi opakujícími se pohyby přisuzujeme dýchání největší význam (Lewit, 2003). Dech je nedílnou součástí postury, jelikož se při dýchání využívají trupové svaly. Není ale ani tak důležitý objem vzduchu, který nadechneme a vydechneme, nýbrž činnost jednotlivých dechových svalů a rozvíjení určitých segmentů (Véle, 2006).

5.5. Posturální poruchy spojené s dýcháním

Jelikož je dýchání velmi složitý proces, je skoro nemožné, aby se zde neobjevovaly časté poruchy, které mohou mít za následek i vážně škody. Tento složitý proces je ale vitální a jde ruku v ruce s našim pohybovým systémem, který umožňuje výměnu vzduchu pomocí pohybu hrudníku a plic. Musí tedy docházet k souhře specifické respirační motoriky s ostatní pohybovou funkcí těla (Lewit, 1990).

Často se objevující porucha u většiny lidí je horní typ dýchání, při kterém se při nádechu zvedá hrudník směrem nahoru (Lewit, 1990).

5.6. Vztah mezi dechem, pozicí hlavy a posturou

Dech je podle některých studií spojen i s pozicí hlavy, která je osově důležitá při posturálním držení těla. Dech, zda je prováděný pomocí ústy nebo jen nosem, má vliv dokonce i na postavení obličejových kostí, což může mít vliv na držení hlavy a tedy i na celou posturu (Chambi-Rocha, a další, 2018).

6. INTRAABDOMINÁLNÍ (NITROBŘIŠNÍ) TLAK

Definice intraabdominálního tlaku se u různých autorů liší, obecně je ale definován jako rovnovážný tlak uvnitř dutiny břišní. Vzhledem k faktu, že je břišní dutina vyplněná tekutinou, je nitrobřišní tlak distribuován do všech směrů (Hodges, a další, 2007).

6.1. Fyziologický intraabdominální tlak

Tento tlak je vytvářený respirační mechanikou pomocí svalů na vnitřní orgány. Tlak může být různý. Mění se i v závislosti na tělesné váze. U dospělých by měl být ale fyziologický intraabdominální tlak do 5mmHg (Milanesi, Caregnato, 2016).

6.2. Funkce intraabdominálního tlaku

Nitrobřišní tlak je z hlediska dobré postury a stabilizace nepostradatelný. Jednou z hlavních funkcí je “pomoc” bederní části páteře snížením kompresního zatížení, který je na tento úsek vynaložen při jakémkoliv pohybu (Madle, a další, 2022). Také zlepšuje tuhost páteře a reguluje pohyb mezi obratli. (Hodges, a další, 2007).

6.3. Integrovaný stabilizační systém páteře

Důležitý je i integrovaný stabilizační systém páteře, který se skládá z různých svalů v oblasti trupu. Nejedná se pouze o přímé břišní svaly, jak je často chybně zmiňováno, ale skládá se ze svalů jako je například bránice, která vytváří na tento pomyslný “válec” tlak shora, pánevního dna, který naopak tvoří spodní hranici, šikmých břišních svalů a hlubokých svalů zad (Frank, a další, 2013). Nitrobřišní tlak úzce souvisí s respiračním ústrojím a funkcí pánevního dna, které přispívá k jeho kontrole (Hodges, a další, 2007; Madle, a další, 2022).

6.4. Trénink bránice

Při tréninku se nesmí zapomínat i na bránici, která se dá trénovat stejně jako jakýkoliv jiný sval, a tedy excentricky, koncentricky i isometricky. Správným tréninkem dochází k hypertrofii bránice, sval je silnější a dokáže tedy hrát větší roli při zpevnění těla (Functional Anatomy Seminars, 2019; Siff, 2003).

6.5. Zvýšení a snížení intraabdominálního tlaku

Intraabdominální tlak se zvyšuje několika způsoby, ať už kašlem nebo zvedáním těžkých vah (Hodges, a další, 2007). Pokud chceme při jakémkoliv pohybu zvýšit intraabdominální tlak a stabilizovat a podpořit tak páteř, nemusíme vědomě dělat nic s břišními svaly. Toto bývá většinou chybně interpretováno. Tyto svalové skupiny pouze drží excentricky břišní stěnu při zvyšování tlaku. Je proto chybné, když se snažíme břišní svaly “vtáhnout” dovnitř a vytvořit kontrakci, neboť kontrakce těchto svalů ohýbá páteř do flexe a snižuje tlak vytvořený uvnitř tohoto pomyslného válce. Je to tedy nebezpečné z hlediska stabilizace trupu a zvedání těžkých vah (Siff, 2003).

6.6. Vztah mezi správnou koordinací svalů a dynamickou stabilizací páteře

Všechny tyto svalové segmenty zapojeny správně, v koordinaci s intraabdominálním tlakem, zpevňují naši posturu a zajišťují dynamickou stabilizaci páteře. Čím více jsou trénovány, tím lepší stabilitu dokážeme vytvořit (Frank, a další, 2013).

Mnoho studií zaměřujících se na trénink “našeho jádra” prokázaly mnoho benefitů, ať už z hlediska zvýšení výkonnosti, prevence nebo snížení bolesti spodní části zad nebo snížení zranění (Madle, a další, 2022).

6.7. Měření intraabdominálního tlaku

Měření intraabdominálního tlaku je v této oblasti poměrně náročné, neboť se většina měření v klinické praxi spoléhá na aspekci nebo palpaci této oblasti. Toto vyšetření a měření nám dá určitý obrázek o stabilizaci středu těla, ale pokud bychom chtěli být opravdu detailní, museli bychom měřit invazivněji pomocí senzorů v intravaginální nebo intragastrické oblasti, a nebo katetrů v peritoneální dutině. Pro invazivnost se toto měření nepoužívá frekventovaně, proto je častější aspekce s palpací. Detailnější měření se využívá například při syndromech intraabdominální hypertenze nebo syndromu břišního kompartmentu. Tím se ale tato bakalářská práce nezabývá (Cheatham, 2008; Madle, a další, 2022).

7. BIOMECHANICKÉ OMEZENÍ ROVNOVÁHY

Jedním z nejdůležitějších omezení je kvalita a velikost oblasti kontaktu těla s podložkou, tedy nohy, proto jakékoliv změny ovlivní rovnováhu. Mezi tyto změny se řadí bolest, svalová síla, velikost nohy nebo například kloubní rozsah v příslušných segmentech (Functional Anatomy Seminars 2019; 2021; Horak, 2006).

7.1. Limity stability

Důležitým aspektem biomechanického omezení je kontrolování těžiště těla ve vztahu k jeho základně. Existují tzv. limity stability, které udávají oblast, ve které se může jedinec pohybovat, aniž by změnil svou základnu těžiště. Tato oblast je často označována jako takový “kužel” (viz obrázek 7) (Horak, 2006).

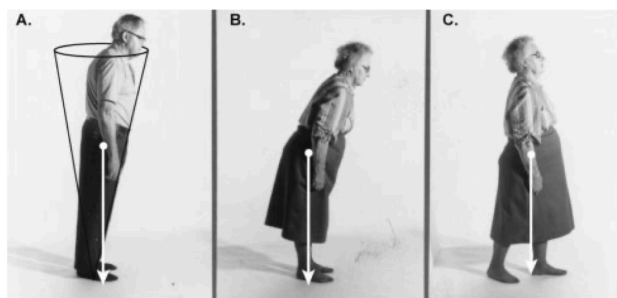


Figure 2. Normal and abnormal limits of stability. **(A)** Healthy man leaning his body's centre of mass (CoM) (white dot) towards his forward limits of stability, represented as the area of a cone. **(B)** Woman with multisensory deficits attempts to lean forward without moving her body CoM forward. **(C)** Woman with multisensory deficits attempts to lean backwards but immediately takes a step to increase her base of support. The projection of the body CoM over the base of foot support is indicated schematically with a white arrow.

Obrázek 7 Normální a abnormální limity stability (Horak, 2006, s. ii9)

7.2. Těžiště těla a jeho základna

Při bipedálním stoji je vyžadováno, aby projekce středu hmoty těla (COM) byla udržována uvnitř této základny těžiště pomocí úprav posturální svalové aktivity. Při chůzi se tato oblast základny zmenšuje, čímž vzniká nestabilita ve frontální rovině, která je považována za předpoklad stability (Russo, Vannozzi, 2021; Siedlecki, a další, 2022).

Čím větší je tento kužel, tím stabilnější je opora. Centrální nervová soustava má svou interpretaci tohoto kuželu. Tuto interpretaci využívá pro určení, jak se pohybovat pro

správné udržení rovnováhy a kde už by došlo k jejímu rozhození. Tato oblast se mění například s věkem, šířkou postoje nebo poruchami rovnováhy (Horak, 2006)

Pokud se tedy jedinec postaví na nestabilní, úzký nebo vysoký podklad, posturální reakce a kontrola se zvýší kvůli zúžení základny těžiště, tzv. “kuželu”, a kvůli zúžení centru tlaku tíhové síly (COP) (Cesari, a další, 2022; Dutt-Mazumder, a další, 2016).

7.3. Interakce mezi centrem hmoty těla a centrem tlaku tíhové síly

Umístění COM a COP specifikují interakce mezi zemí a tělem, zatímco dotýčný jde. Kontrola těchto specifikací mezi centrem naší hmoty a centrem tlaku tíhové síly ve frontální rovině může vést k posturálním úpravám specifickým pro změnu směru chůze (Xu, a další, 2004).

7.4. Kognitivní zpracování při posturální kontrole

Množství kognitivního zpracování, který je potřebný pro posturální kontrolu závisí na několika faktorech. Jedním z nich je složitost prováděného úkonu a samozřejmě i vlastnost lidského systému kontrolovat stabilizaci. Tato posturální kontrola zahrnuje mnoho dalších aspektů, které mohou při poškození ovlivňovat rovnováhu a stabilitu a vytvářet tak situace k nečekaným pádům (Horak, 2006)

8. ANTICIPATORNÍ POSTURÁLNÍ NASTAVENÍ

Existují různé popisy Anticipatorního posturálního nastavení napříč literaturou (Amici, a další, 2021).

Anticipatorní posturální nastavení je nastavení a aktivita svalového tonu posturálních svalů, kterou lze pozorovat před pohybem, který je předem předvídaný nebo úmyslný, za účelem reakce na narušení stability těla. Obecně APA zodpovídá a vytváří podmínky pro správnou reakci na předem plánované akce nebo předem informované rozhození (Cesari, a další, 2022; Sasaki, Sekiya, 2017). Nejedná se ale pouze o nastavení a aktivitu svalového tonu při perturbaci vytvořené v rámci vlastního pohybu, jak bylo historicky často uváděno, ale také v rámci přípravy na vnější perturbaci (Kanekar, Aruin, 2015).

8.1. Mechanismy Anticipatorního posturálního nastavení

Jedná se o schopnost CNS, která pomáhá optimalizovat a minimalizovat blížící se perturbace, o které dotyčný ví, pomocí aktivity příslušných svalů zapojujících se ještě před perturbací (Hodges, a další, 2007; Kubicki, a další, 2012; Massion, a další, 1999).

8.2. Pomocná aktivita svalů

APA se objevují i ve svalech, které se nepodílejí přímo na ohniskovém pohybu, a to na podporu stability. Například při pohybu horních končetin se APA zapojují například v dolních končetinách a trupu (Amici, a další, 2021).

8.3. Vývoj Anticipatorního posturálního nastavení

Anticipatorní posturální strategie jsou většinou získávány učením se z předchozích zkušeností s rozhozením stability. Proto je pro jeho vývoj důležitá fyzická aktivita, učení a trénování (Kanekar, Aruin, 2015; Su, Chow, 2016).

8.3.1. Věk a Anticipatorní posturální nastavení

Laessoe a Voigt (2008) se domnívají, že po dosažení dospělosti, jakmile se APA objeví, je relativně neovlivněna stárnutím (Su, Chow, 2016). Mnoho jiných studií ale prokázalo pokles motorické činnosti podílející se na optimalizaci koordinace mezi pohybem a držením těla s přibývajícím věkem (Kubicki, a další, 2012).

Konkrétněji Man'kovskii a spol. podpořili tento fakt, kdy vyzorovali opožděné zapojení APA u jedinců ve věkovém rozmezí 90-99 let. U těchto lidí se APA nezapojovala před zahájením úmyslného pohybu pažemi, ale vzájemně se svaly horní končetiny, což není pro anticipatorní posturální nastavení žádoucí (Kubicki, a další, 2012).

8.4. Chůze a Anticipatorní posturální nastavení

8.4.1. Fáze Anticipatorního posturálního nastavení

Jedním z hlavních úkolů, které vyžadují APA je chůze, detailněji schopnost udělat krok (Wang, a další, 2023). Narušení tohoto nastavení je spojeno se zvýšením rizika pádu. APA lze v tomto případě rozdělit na dvě fáze. Fáze nerovnováhy a fáze odlehčení (Russo, Vannozzi, 2021; Sasaki, Sekiya, 2017; Wang, a další, 2023).

8.4.2. Fáze nerovnováhy a odlehčení

Při první fázi APA produkují pohyb centra tlaku směrem k noze, která dělá krok a opačně ke směru pohybu, čímž podporují odlehčení pro došlapovou nohu. Druhá fáze APA rychle posouvá COP ke stejné noze, aby mohla dokončit přenos váhy těla a připravila tělo na krok, a tedy stojí na jedné noze a odražení od chodidla (Russo, Vannozzi, 2021; Sasaki, Sekiya, 2017; Wang, a další, 2023).

8.4.3. Zapojení Anticipatorního posturálního nastavení při změně směru pohybu

Z důvodu, že je přibližně 40% kroků během denních aktivit provedeno v nerovných směrech je toto nastavení pro posturu zásadní. Několik studií totiž zjistilo rozdíl mezi zapojením a trváním APA a směrem pohybu (Russo, Vannozzi, 2021). Změny ve směru pohybu totiž ovlivňují nejen APA, ale i kompenzační posturální reakce (CPA) pro posturální kontrolu (Wang, a další, 2023).

8.4.4. Počáteční držení těla a vliv na Anticipatorní posturální nastavení

Počáteční držení těla je významným faktorem ovlivňující anticipatorní posturální nastavení a komponenty pohybu kroku. Stejně jako vhodná koordinace mezi stojem a následným pohybem by měla nastat již v předchozím kroku, vzhledem vztahu mezi COM a COP (Sasaki, Sekiya, 2017; Xu, a další, 2004).

8.5. Míra aktivity Anticipatorního posturálního nastavení

APA jsou menší, pokud se jedná o pohyb, o kterém dotyčný ví, jako je například postavení se na špičky. Pokud ale při tomto postavení dotyčným nepředvídatelně a neinformovaně posuneme plochu kontaktu těla se zemí, APA bývá zpravidla větší (Cesari, a další, 2022).

8.6. Anticipatorní posturálního nastavení a pohyb horních končetin

Anticipatorní posturální nastavení (APA) slouží k zajištění posturální stability i při pohybech jako jen pohyb končetin, kdy kompenzuje síly, které destabilizují posturu s pohybem končetin (Horak, 2006). Kontroluje i pohyb, aby dotyčný neminul cíl, po kterém se natahuje. Tyto úpravy jsou spuštěny před pohybem horních končetin, aby se kompenzovala následně vyvolaná perturbace (Kubicki, a další, 2012; Su, Chow, 2016).

8.7 Trénink Anticipatorního posturálního nastavení

Trénink APA, z důvodu zapojení při každodenních aktivitách, je důležitou součástí fyzioterapie a rehabilitace (Hodges, a další, 1996; Hwang, a další, 2013; Tsao, a další, 2008).

8.7.1. Cíle tréninku APA

Cílem tréninku APA je zlepšit schopnost těla předvídat a připravit se na očekávané změny polohy nebo pohybu těla. To se děje posilováním svalů, které se podílejí na udržení stability těla, a tréninkem nervového systému, který umožňuje rychle a přesně reagovat na tyto změny (Bhardwaj, a další, 2022; Hodges, a další, 1996; Tsao, a další, 2008).

Důležitou součástí tréninku je využití principu postupného zvyšování zátěže, který zajišťuje postupné zlepšování výkonnosti a snižování bolesti. To může zahrnovat zvýšení počtu opakování, zvýšení délky tréninkového času, zvýšení zátěže nebo kombinaci těchto prvků (Bhardwaj, a další, 2022; Hodges, a další, 1996; Hwang, a další, 2013; Tsao, a další, 2008).

Jednou z dalších důležitých součástí tréninku APA je výběr specifických cvičení zaměřených na aktivaci určitých svalových skupin, jako je například m. transversus abdominis, m. multifidus, m. gluteus maximus. Tyto cviky by měly být prováděny s důrazem na správnou techniku a postupné zvyšování intenzity a obtížnosti (Bhardwaj, a další, 2022; Hodges, a další, 1996; Hwang, a další, 2013; Tsao, a další, 2008).

Pro úspěšný trénink APA je také důležité, aby byl trénink přizpůsoben individuálním potřebám a omezením každého pacienta. Měly by být využity vhodné diagnostické metody, aby bylo možné určit konkrétní slabé stránky jednotlivých pacientů a následně vyvinout tréninkový plán, který bude co nejefektivnější (Bhardwaj, a další, 2022; Hodges, a další, 1996; Hwang, a další, 2013; Tsao, a další, 2008).

8.7.2. Využití tréninku APA

Trénink APA je využíván při léčbě různých poruch pohybového aparátu, jako jsou například bolesti zad, kolenních kloubů, ramen nebo při rehabilitaci po úrazech a operacích. Dále se trénink APA využívá při sportovních aktivitách a jako prevence pádů u starších lidí (Bhardwaj, a další, 2022; Hodges, a další, 1996; Hwang, a další, 2013; Tsao, a další, 2008).

8.7.3. Metody tréninku APA

Existuje několik metod tréninku APA, jako jsou například cvičení na nestabilním povrchu, kde se stimuluje nervový systém ke zlepšení koordinace a stability těla, cvičení s využitím rovnovážných desek, které umožňují trénovat stabilitu těla v různých polohách a cvičení na předpovídání pohybu, kde se pomocí různých podnětů trénuje reakce těla na změny polohy (Bhardwaj, a další, 2022; Hwang, a další, 2013).

Mezi běžně používané metody patří trénink s biofeedbackem, trénink s virtuální realitou a trénink s využitím různých pomůcek jako jsou například rovnovážné polštáře nebo míče. Každá z těchto metod má své specifické výhody a nevýhody, a měla by být přizpůsobena potřebám jednotlivých pacientů (Bhardwaj, a další, 2022; Hwang, a další, 2013).

9. KOMPENZAČNÍ POSTURÁLNÍ REAKCE

Po narušení stabilní polohy dochází ke kompenzačním mechanismům posturálních úprav. Ty se starají o návrat tělesné rovnováhy do stabilní pozice poté, co nastane perturbace (Cesari, a další, 2022; Kaewmanee, a další, 2022;).

Působí tedy jako tzv. zpětná vazba pro obnovení COM po proběhlém rozhození (Kaewmanee, a další, 2022).

9.1. Vztah mezi Anticipatorním posturálním nastavením a Kompenzační posturální reakcí

APA a CPA jsou vzájemně silně propojeny. Pokud se APA nezapojují tak jak mají nebo se zapojují málo, musí se kompenzační posturální reakce aktivovat o to více a jsou jediným mechanismem, který CNS využívá k udržení rovnováhy, a naopak, pokud je anticipatorní posturální nastavení silně zapojeno, není potřeba, aby CPA bylo tak silně přítomno (Cesari, a další, 2022; Wang, a další, 2023).

9.2. Strategie obnovení postoje

Většina studií, které byly vypracovány na základě vnějších perturbací zjistili, že existují především dvě strategie pro obnovení postoje po perturbaci. Jedná se o “strategie kyčle” a “strategie kotníků” (Siedlecki, a další, 2022). V těchto oblastech dochází ke koaktivaci agonistů a antagonistů, což vede k poklesu časové prodlevy mezi posunem COM s ohledem na posun COP (Cesari, a další, 2022).

9.2.1. Strategie kotníků

Strategie kotníků se dá chápat jako jedno obrácené kyvadlo. Kolem kotníku se otáčí tělo a aktivace příslušných svalů probíhá distálně-proximálním vzorem (Siedlecki, a další, 2022).

9.2.2. Strategie kyčle

Druhá strategie, strategie kyčle, rozděluje tělo na dva segmenty, nohy a trup a horní část těla, se přirovnává ke dvojitému obrácenému kyvadlu. Aktivace svalů probíhá v opačném průběhu než u první strategie, a tedy proximálně-distálním vzorem (Siedlecki, a další, 2022).

10. DYNAMICKÁ NEUROMUSKULÁRNÍ STABILIZACE

Dynamická neuromuskulární stabilizace, častěji označována zkratkou “DNS”, je metoda s neuromuskulárním přístupem založena na vývojových kineziologických modelech (Davidek, a další, 2018).

Zahrnuje především vrozené motorické vzory a programy umožňující dítěti ve vývoji správnou centraci kloubů, optimální dýchání a celkové nastavení do ideální pozice (Davidek, a další, 2018).

Podle metody Prof. Koláře závisí každý kloub na správné stabilizaci a koordinaci příslušných, ale i vzdálenějších, svalových skupin daného kloubu, pro zajištění správné centrování a neutrální polohy kloubu v kinematickém řetězci. Každá poloha daného kloubu na těchto systémech závisí (Venkatesan, a další, 2022).

10.1. Využití Dynamické neuromuskulární stabilizace

Toto využití je především k léčbě a optimalizaci motorických a pohybových poruch, ale také k diagnostice jedince (Frank, a další, 2013; Mahdieh, a další, 2020). Lze vyhodnotit, jak se aktivují hluboké stabilizátory páteře s cílem co nejvíce optimalizovat pohybový aparát (Frank, a další, 2013; Venkatesan, a další, 2022).

DNS je dále využíváno k zajištění dynamické stability svalů pomocí manuálního a rehabilitačního přístupu. Cílem je optimalizovat vnitřní svalové síly a rozložit je tak, aby působily stejně na každý segment páteře (Venkatesan, a další, 2022).

Tato metoda se dá, a využívá se, jak u aktivní sportovců pro optimální výkon, tak před rehabilitací, v rámci rehabilitace i po rehabilitaci. Našla uplatnění i při chůzi, rehabilitaci rovnováhy nebo například neurologických poruch či mrtvice (Frank, a další, 2013; Kobesova, a další, 2020; Yoon, a další, 2020).

10.2. Zakladatel a historie Dynamické neuromuskulární stabilizace

Zakladatelem je český fyzioterapeut Prof.PaedDr. Pavel Kolář, Ph.D., který popsal vývojovou kineziologii, ze kterého vznikl systém DNS. Prof.PaedDr.Pavel Kolář, Ph.D. spolupracoval a učil se od významných osobností české medicíny, kteří se také nepřímo podíleli na této metodě (Frank, a další, 2013).

Dynamická neuromuskulární metoda se rychle dostala mezi české fyzioterapeuty, kteří jí začali využívat při optimalizaci pohybového aparátu, sportovní rehabilitaci nebo zlepšení výkonu (Frank, a další, 2013).

10.3. Vyšetření Dynamické neuromuskulární stabilizace

Využívá se zde mnoho funkčních testů, které vyhodnocují, jaká kvalita pohybu je u dotyčného jedince, jaké má posturální a stabilizační vzory a porovnávají se s průběhem vývoje u zdravých kojenců. Na základě těchto testů a poznatků se dále vytváří rehabilitační, léčebný nebo tréninkový přístup, který vychází z vývojové kineziologie (Kobesova, a další, 2020).

Vyšetřující si vybírají různé testy, které potřebují na jedinci zkontrolovat. Různé literatury udávají různý počet testů. Nejčastěji je zahrnuto 9-11 testů. Některé zdroje udávají hlavní a základní test DNS jako tzv. “core stability test”, který tvoří základnu pro všechny ostatní testy tohoto systému (Kobesova, a další, 2020).

10.4. Testy Dynamické neuromuskulární stabilizace

Mezi tyto testy patří vyšetření ve statických polohách, vyšetření stability při pohybu, testování koordinace a stability, a v neposlední řadě i mobility páteře. Patří sem test dechového stereotypu a typ dýchání, test intraabdominálního tlaku, testy s pohyby dolních končetin jako je flexe kyčelního kloubu nebo extenze kyčelního kloubu. Mezi další testy, které mohou být prováděny současně, patří flexe krční páteře a trupu, stejně jako extenze trupu (Kobesova, a další, 2020; Kolář, 2009).

Mezi další vyšetřovací pozice patří pozice na všech čtyřech (lze využít i variantu s přizvednutými koleny nad zemí) nebo hluboký dřep (Kobesova, a další, 2020; Kolář, 2009).

11. FUNCTIONAL RANGE SYSTEMS

FRS systém, nebo-li Functional Range Systems je pohybový systém založený chiropraktikem a specialistou na pohyb člověka Dr. Andreo Spinou.

11.1. Rozdělení systému

Tento systém obsahuje FRC (Functional Range Conditioning) (viz příloha 3), FRA (Functional Range Assessment) (viz příloha 2), FR (Functional Release) (viz příloha 4), FRS ISM (Internal Strength model) (viz příloha 1) a Kinstretch. Každý z jednotlivých systémů zahrnuje určitou část ať už terapie, tréninku nebo například prevence (artrózy, snížení riziko zranění etc.) (Functional Anatomy Seminars, 2019).

11.1.1. Functional Range Conditioning

Functional Range Conditioning je první certifikát a systém, který otevírá dveře do FRS. Je predispozicí k dalším certifikacím, proto se bez něj nelze obejít. Jedná se o systém, který aplikuje vědecké poznatky a studie na získávání a udržení třech základních věcí: Funkční mobility (kloubní síly a neurologické kontroly nad funkční mobilitou), Kloubní odolnosti (zvýšením kapacity, kterou daná tkáň dokáže absorbovat a předcházet tak zranění) a zdraví kloubů a jejich dlouhověkost (Functional Anatomy Seminars, 2019).

11.1.2. Functional Range Assessment

Functional Range Assessment je další odvětví FRS. Jedná se o vyšetřovací metody, které diagnostikují jedince, na základě čehož se následně sestavuje rehabilitace, či trénink (Functional anatomy seminars, 2019). Jak ale řekl Dr. Michael Chivers “Rehab is training, it is just training because you are injured”, lze rehabilitaci nazvat také jako trénink (Functional Anatomy Seminars, 2021).

FRA se zaměřuje na veškeré klouby v těle a vyšetřuje, zda jednotlivý kloub plní povinnost daného kloubu. Zda má jedinec adekvátní pasivní i aktivní rozsahy, zda se vyskytuje bolest, kde přesně se vyskytuje bolest a jaký má charakter, a v neposlední řadě samozřejmě vyšetřuje zapojení a správnou architekturu svalů a pojivové tkáně (Functional Anatomy Seminars 2019; 2020; 2021).

Od FRA se odvíjí, jakým směrem se bude terapie ubírat (Functional Anatomy Seminars 2019; 2021).

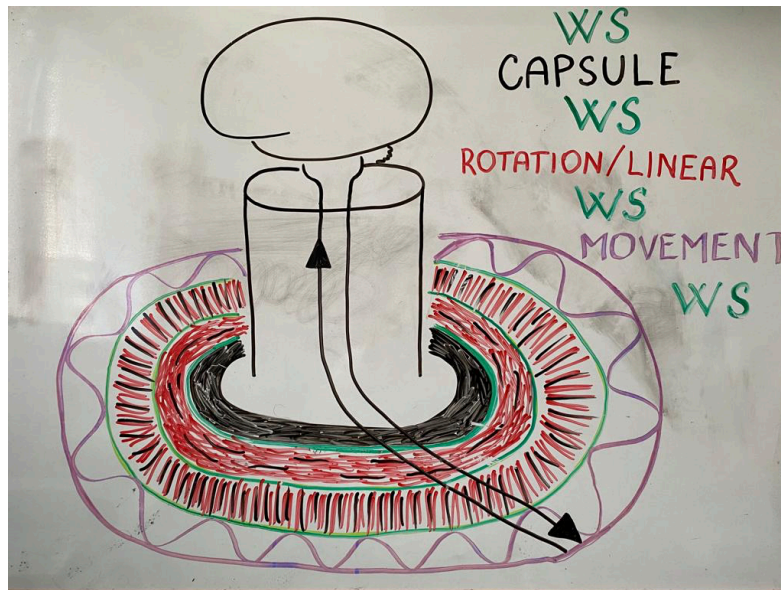
11.1.3. Functional Range systems Internal strength model

Nejnovější část systému zakladatele Dr. Andreo Spiny je zaměřená především na trénování. Tento koncept se slovy Dr. Andreo Spiny dívá na lidské tělo a trénink či rehabilitaci skrz jinou čočku. Znamená to tedy, že se zde využívají stejné principy, které jsou známé a ověřené, ale pracuje se s nimi z jiného pohledu a úhlu (Functional Anatomy Seminars, 2021).

Část systému byla inspirována světoznámým Westside Barbell a jejím zakladatelem Louie Simmonsem (Functional Anatomy Seminars, 2019; 2020; 2021). Koncept se zaměřuje nejen na trénink svalů, ale také na trénink pojivové tkáně, která je často přehlíženou složkou tréninku. V nedávné době se ještě považovala za pasivní, nyní už však víme, že tomu tak není. Trénink se také zaměřuje na kloubní pouzdro, rozsah kloubního pohybu a v neposlední řadě i na CNS. Nevyužívá klasického počítání sérií a opakování, jako tomu je v klasickém tréninku, ale zaměřuje se na čas pod napětím, kde přesně cílí na určitý typ svalových vláken (Functional Anatomy Seminars, 2019; 2020; 2021; Schleip, Müller, 2013; Siff, 2003; Simmons, 2007; 2011; 2015).

11.2. Rozdíl oproti ostatním systémům

Čím se Functional Range Systems od Dr. Andreo Spiny liší od ostatních systémů je zaměření na více anatomických segmentů, které se dají trénovat, ale většina modelů je nevyužívají tak, jak mají. Tyto segmenty jsou hlavně klouby a pojivové tkáně (Functional Anatomy Seminars, 2021). FRS systém nejdříve identifikuje daný problém, ať už je to zranění, bolest nebo jen omezený sportovní výkon, a poté postupuje podle anatomie od nejhlubších vrstev k těm nejvíce povrchovým (viz obrázek 8) (Functional Anatomy Seminars, 2019; 2020; 2021; Schleip, Müller, 2013).



Obrázek 8 Jak se lidské tělo vidí zevnitř ven dle Dr. Andreo Spiny, Legenda: WS - Workspace (aferentní, eferentní signál), Capsule - Kloubní pouzdro, Rotational/Linear - Rotační a lineární anatomické struktury, Movement – pohyb (zdroj: vlastní)

Největší rozdílem tréninku systému FRS a klasickým tréninkem je trénování pojivové tkáně, zaměření se na kloubní rozsahy a kloubní pouzdro. Posilování těchto aspektů vede k prevenci a snížení rizika zranění spolu s vyšším výkonem (Functional Anatomy Seminars, 2019; 2020; 2021; Schleip, Müller, 2013).

11.2.1. Zaměření Funkčního systému

Zaměřuje se tedy nejprve na rozsah v kloubních pouzdru, které je primární pro veškeré pohyby daného kloubu, ať už v terapii, sportu nebo aktivitách každodenního života (Functional Anatomy Seminars, 2019). Poté postupuje vrstvami výše na rotační svalové skupiny, pokud se bavíme o všech kloubech v těle kromě páteře, a nakonec přecházíme na lineární povrchové svalové skupiny. V průběhu toho se systém zaměřuje na pojivové tkáně a aferentní a eferentní propojení jednotlivých segmentů s CNS. U páteře postupuje trochu jinak. Nejdříve se zaměřujeme na kloubní pouzdra, poté je ale nejhlubší vrstva lineární, až poté přecházíme na rotační struktury. Páteř totiž musí být schopna nejdříve pohybu do flexe a extenze, aby mohla poté správně rotovat (Functional Anatomy Seminars, 2019).

11.3. Využití systému

FRS využívá široká škála profesionálních sportovců, chiropraktiků, doktorů, fyzioterapeutů i trenérů pro práci s jednotlivci, kteří chtějí zlepšit svůj pohyb. Jedná se o komplexní

system, který využívá poznatky anatomie a aplikuje je jednak do terapie, tréninku, ale i aktivit každodenního života (Functional Anatomy Seminars, 2021).

11.4. Kritéria vzdělávání

Tyto systémy od Dr. Andreo Spiny se v České republice nevyučují a nejsou zde tak známé. Lze absolvovat několik kurzů prostřednictvím online, jiné lze absolvovat pouze osobně. Kurzy mají také své pořadí a kritéria, proto nelze rovnou skočit na jakýkoliv kurz, který byl zmíněný výše. Některé certifikace se dají dělat pouze, pokud je dotýčný fyzioterapeut, doktor a nebo chiropraktik, neboť se jedná o měkké techniky, které by například trenéři neměli praktikovat (Functional Anatomy Seminars, 2020).

12. WESTSIDE BARBELL

Westside Barbell je americký gym se sídlem v Kolumbusu v Ohiu. Jejím zakladatelem je Louie Simmons, který je jedním z nejinovativnějších trenérů za posledních 60 let. Vytvořil několik patentů na stroje, které pomáhají lidem po celém světě. Jeho metody vyprodukovaly stovky světových rekordů a pomohly světovým organizacím, trenérům, doktorům, fyzioterapeutům, atletům, ale i běžným lidem (Simmons, 2011).

12.1. Metoda Conjugate

Nejznámější a nejvíce používaná metoda z dílny Louieho Simmonse se nazývá Conjugate method. Skládá se z propacovaně vypočítaného tréninku, který bere na vědomí centrální nervovou soustavu, rychlost, regeneraci, pomalá a rychlá svalová vlákna, prevenci zranění a mnoho dalšího (Functional Anatomy Seminars 2021; Simmons, 2007; 2011; 2015).

12.2. Reverse Hyper

Jedním z patentovaných strojů Louieho Simmonse, na který má mnoho terapeutů smíšené názory, má široké spektrum využití. Stroj je sice primárně určený na cvičení zadního posturálního řetězce, a byl tak i vynalezen, dá se však využít mnoha způsoby (Cuthbert, a další, 2021; Lawrence, a další, 2019; Lawrence, a další, 2022; Simmons, 2016).

12.2.1. Historie Reverse Hyper

Louie Simmons přišel s nápadem na tento stroj v době, kdy měl velké problémy se zády. V roce 1973 si zlomil obratel L5 (pátý obratel bederní páteře), kvůli kterému nemohl pokračovat ve své závodní silové kariéře. Louie zkusil mnoho cvičení, ale všechny mu způsobovaly velké bolesti ve spodní části zad. Nebylo cvičení, které by tuto bolest nevyvolalo. Jednoho dne ho ale napadlo udělat cvičení zvané “back extension”, nicméně naprosto opačně (Siff, 2003; Simmons, 2015; 2016).

12.2.2. Provedení Reverse Hyper

Horní polovina těla byla zafixována ve výšce na platformě, zatímco nohy visely dolů přes platformu nedotýkajíc se země. Pohyb spočíval ve zvednutí napnutých nohou směrem dozadu (extenze v kyčelních kloubech) při lehké extenzi v páteři, né ale do hyperextenze (viz

příloha 5). Poté následuje pohyb zpět do flexe v kyčelních kloubech a v páteři (hlavně bederní části) (viz příloha 6). Po několika opakováních Louie nejenže necítil žádnou bolest, ale cítil i “napumpování” v oblasti okolo S1 obratle. Ustoupení bolesti přiřazuje i zvýšenému vnitrobřišnímu tlaku při poloze trupu na tomto stroji, který vytváří tlak na páteř a meziobratlové ploténky (Siff, 2003; Simmons, 2015; 2016).

12.2.3. Benefits Reverse Hyper

Reverse hyper posiluje zadní posturální řetězec od svalů zadní oblasti stehen, přes hýžděové svaly, až po oblasti vzpřimovačů páteře, hlavně bederní část, jeho dalším benefitem je i trakce spodní části zad (Cuthbert, a další, 2021; Lawrence, a další, 2019; Simmons, 2007).

Stroj cílí i na m. iliopsoas, sval, který se dá, i když se o tom dá debatovat z hlediska různých literatur, považovat i za stabilizátor páteře a vyvolává řadu bolestí zad v bederní části. Při koncentrické kontrakci působí totiž Reverse Hyper vlivem reciproční inhibice na m. iliopsoas. Zatímco je sval inhibován, nastavení a pohyb Reverse hyper ještě zajišťuje protažení tohoto svalu, který má tendenci se zkracovat (Richter, Hebgen, 2011; Simmons, 2015).

13. TYPY SVALOVÝCH VLÁKEN (POMALÁ A RYCHLÁ SVALOVÁ VLÁKNA)

13.1. Rozdělení svalových vláken

Podle mnohé literatury rychlá svalová vlákna jsou pro rychlé kontrakce a pohyby a pomalá svalová vlákna zase pro pomalejší pohyby. Je velmi zjednodušené mluvit pouze o jednom typu pomalých svalových vláken a jednom nebo dvěma typům rychlých svalových vláken. Studie totiž ukazují, že mezi vlákny I (pomalá svalová vlákna) a vlákny II typu (rychlá svalová vlákna) existuje poměrně rozsáhlé kontinuum mnoha dalších typů vláken, hlavně u typu rychlých svalových vláken (Okumura, a další, 2005). Ve skutečnosti nervy, které vstupují do svalu, určují typ svalových vláken, jak některé studie zmiňují (Gong, a další, 2022; Siff, 2003; Tanaka, a další, 2020).

Existují také hybridní svalová vlákna, které obsahují rychlé, ale i pomalé isoformy myosinu. Tento typ hybridních svalových vláken se s věkem mění, kdy u mladých jedinců je jejich výskyt ojedinělý, ale s přibývajícím věkem narůstá (Siff, 2004).

Někteří vědci poukazují na to, že se svalová vlákna dočasně chovají jako jiný typ svalových vláken v různých situacích, v závislosti na biomechanickém prostředí a vnějších požadavcích (Siff, 2003).

Rychlá svalová vlákna mají tendenci se objevovat spíše u povrchových svalových skupin, zatímco pomalá svalová vlákna se objevují spíše u hlubších svalových skupin (Siff, 2003).

13.2. Posturální svalová vlákna (červená vlákna, pomalá svalová vlákna)

Posturální svalová vlákna, nebo-li vlákna typu I (také spíše známa jako pomalá svalová vlákna), jsou vlákna malého průměru o velikosti přibližně 50 nm. Mají jiné vlastnosti než druhý typ svalových vláken, ať už z hlediska Z disku ve svalech, které mají silnější nebo jejich obsah neutrálního tuku a mitochondrií, který je značně vyšší. Převládá zde látková oxidační výměna, od které se odvíjí i specifické zapojení v déle trvajících pohybových vzorcích (Okumura, a další, 2005; Richter, Hebgén, 2011).

Mají vysokou oxidační kapacitu a nízkou glykolytickou kapacitu, což znamená, že mají schopnost spolehnout se na glykogen, který mají uložený, jako zdroj energie pro resyntetizaci adenosintrifosfátu (Okumura, a další, 2005; Siff, 2004)

Další vlastností je například lepší stabilizace a nízká rychlost kontrakce, proto se zapojují až při časově delším svalovém výkonu, a jsou tedy účinné pro dlouhodobý výkon jako je (např. běh na dálku) a držení těla (Siff, 2004; Gong, a další, 2022; Tanaka, a další, 2020). Posturální svalová vlákna mají také vysokou mitochondriální aktivitu enzymů a ATP využívají pomalu (Richter, Hebgen, 2011; Siff, 2004).

13.2.1. Patologie posturálních svalových vláken

Patologický nález v tomto typu vláken vede především ke kontrakturám nebo zkrácením svalu (Simmons, 2015).

13.3. Fázické svalové vzorce (bílá vlákna, rychlá svalová vlákna)

Fázická svalová vlákna, nebo-li vlákna typu II, jsou mezi lidmi označována za rychlá svalová vlákna a dají se rozdělovat do několika podtříd (Siff, 2004). Mají větší průměr než tzv. pomalá svalová vlákna o 30 - 50 nm, a tedy jejich průměr dostahuje 80 - 100 nm. Tyto svalové vlákna jsou charakterizována silně vyvinutým sarkoplasmatickým retikulem a tenkými Z disky. Oproti typu I vláken obsahují menší množství mitochondrií, lipidů a glykogenů. Projevuje se u nich výraznější aktivita myosinové a aktomyosinové ATPázy a převládají anaerobní procesy metabolismu. Glykogen se v těchto vláknech spotřebovává rychleji a jsou určena pro krátkodobé a rychlé výkony (Okumura, a další, 2005; Richter, Hebgen, 2011).

13.3.1. Rozdíl v patologii od pomalých svalových vláken

Na rozdíl od pomalých svalových vláken, patologie vede často k oslabení. Správným trénováním těchto segmentů se dají ale tyto patologie napravit (Richter, Hebgen, 2011). Často se stává, že právě kulturisté mají vyšší podíl těchto vláken, což vedlo některé badatele k teorii, že jsou tato vlákna schopna reagovat na hypertrofii pod vlivem adekvátního tréninkového podnětu (Siff, 2004).

13.3.2. Aktivace rychlých svalových vláken

Svalová vlákna s vysokou a silnou rychlostí kontrakce se aktivují více při zvyšování váhy nebo větší zátěže během pohybu, ať už jde o pomalé nebo rychlé pohyby. To znamená, že i při pomalém pohybu s vysokou zátěží se aktivují více rychlých svalových vláken (Gong, a další, 2022; Siff, 2003; Tanaka, a další, 2020).

14. PRAKTICKÁ ČÁST

CÍL A ÚKOLY PRÁCE

14.1. Hlavní cíl

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo zhodnotit vliv tréninku Anticipatorního posturálního nastavení na posturální stabilitu u zdravých jedinců.

14.2. Dílčí cíle

1. Porovnat účinnost tréninku Anticipatorního posturálního nastavení pomocí systémů Dynamické neuromuskulární stabilizace a Functional Range Systems od Dr. Andreo Spiny.
2. Zjistit optimální délku tréninku a optimální počet tréninkových jednotek Anticipatorního posturálního nastavení pro dosažení maximálního účinku posturální stability.
3. Zjistit, zda se po tréninku APA zlepší rovnováha a koordinace pohybu, a zda na to má vliv délka tréninku.
4. Zjistit, zda bude rozdíl v předem informované perturbaci a neočekávané perturbaci

14.3. Výzkumné otázky

Vzhledem k cílům byly stanoveny tyto výzkumné otázky, na jejichž základě se vytvořily hypotézy.

1. Jaký je rozdíl v účinnosti tréninku APA mezi systémy DNS a FRS?
2. Jsou rozdíly v odlišné délce tréninkové jednotky a počtu tréninkových jednotek v týdnu na celkový výsledek účinnosti tréninku na posturální stabilitu?
3. Zlepší se po tréninku APA koordinace a rovnováha ve Functional Reach testu? Má na to vliv délka tréninku?
4. Jaký vliv bude mít předem očekávaná perturbace a neočekávaná perturbace na posturální stabilitu u měřeného testu One Leg Stand test?

14.4. Hypotézy

14.4.1. Hypotéza 1

H01: Trénink APA pomocí obou systémů (DNS a FRS) zlepší posturální stabilitu u zdravých jedinců.

HA1: Účinnost tréninku Anticipatorního posturálního nastavení bude záviset na použitém systému.

HB1: Systém FRS bude mít lepší výsledky než systém DNS.

14.4.2. Hypotéza 2

H02: Účinnost tréninku APA závisí na délce tréninkového programu. Kratší programy budou mít větší účinek než delší.

HA2: Menší počet tréninků v týdnu (3) bude mít větší konečné výsledky než větší počet tréninků v týdnu (5)

14.4.3. Hypotéza 3

H03: Při měření po kratším tréninku Anticipatorního posturálního nastavení se zlepší rovnováha a koordinace pohybu ve Functional Reach testu, zatímco při delším tréninku zůstane rovnováha stejná nebo se zhorší.

14.4.4. Hypotéza 4

H04: Při očekávané perturbaci bude posturální stabilita silnější než při neočekávané perturbaci

15 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANEHO SOUBORU

Do praktické části této bakalářské práce bylo zaraženo 10 probandů ve věku od 24 do 30 let. Probandi byli vybráni na základě anamnéz od praktického lékaře, aby neměli žádné neurologické nálezy, omezení nebo vývojové vady. Výběr probandů byl volen specificky, aby se zahrnuli probandi se zkušenostmi na posturální trénink i nezkušení jedinci s jakýmkoliv typem tréninku. Dále byli zahrnuti lidé se sedavou prací a lidé pracující ručně. Měření se zúčastnilo 5 mužů a 5 žen.

Průměrný věk probandů byl 26,1 let. Průměrná váha probandů byla 80,5 kg a průměrná výška byla 177,14 cm (viz tabulka 1).

Probandi byli rozděleni do dvou skupin. Každá skupina absolvovala jiný systém tréninku. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas o zveřejnění výsledků v této bakalářské práci a byli informováni o probíhajícím měření, stejně jako o konečných výsledcích. Souhlas probandů na spolupráci a publikování fotodokumentace, která byla pořízena v průběhu bakalářské práce je uložen u autora práce. Veškeré měření a tréninky probíhaly ve Strakonících v soukromém fitness. Mezi tři provozovatele fitness patří i autor práce.

15.1. Sledovaný soubor

První skupina pěti probandů absolvovala trénink zaměřený na FRS systém od Dr. Andreo Spiny. Nejdříve byli obeznámeni s celým systémem a průběhem tréninku. Před začátkem nastavení tréninkového plánu byla každému probandovi provedena vstupní diagnostika systémem Functional Range Assessment (FRA).

Functional Range Assessment s každým probandem prošel jednotlivé klouby v těle a určil, jak se dotyčný pohybuje v prostoru a jak vnímá své tělo. Byly orientačně změřeny pasivní a aktivní rozsahy téměř všech kloubů, zapojení svalových skupin, rozvíjení jednotlivých segmentů páteře či neuromuskulární propojení svalových skupin prstů nohy.

Na základě vyšetření se poté vytvořil tréninkový plán na míru probandům pro maximální dosažení výsledku posturální stability.

Druhá skupina pěti probandů podstoupila trénink zaměřený na DNS systém od Prof. Koláře. Probandi byli obeznámeni se systémem a nastavením tréninku. Před samotným zahájením tréninkových jednotek bylo provedeno vyšetření pomocí fyzioterapeutických testů,

které daly základ pro sestavení tréninků na míru pro dosažení co největších možných výsledků této metody.

Samotné skupiny byly rozděleny ještě na 2 a 3 členy, kdy menší část skupiny absolvovala nižší počet tréninkových jednotek v týdnu (3) včetně jednoho dechového tréninku, a druhá část podstoupila větší objem tréninkových dní v týdnu (5), včetně dvou dechových tréninků. Celkový čas trénování byl 6 týdnů pro oba systémy FRS a DNS a obě skupiny v nich rozdělené.

Tréninky byly rozděleny tak, aby celkový čas v týdnu nepřesáhl 6 hodiny čistého tréninkového času. Větší skupina v rámci jednoho systému tedy absolvovala trénink časově v rozmezí 60-70 minut, zatímco menší skupina o 2 probandech v každém systému podstoupila tréninky v rozmezí 30-40 minut.

	Věk v letech	Výška v cm	Hmotnost (KG)	BMI
Průměr	26,1 let	177,14	80,5	23,12

Tabulka 1 Charakteristika testovaného souboru

16 METODIKA PRÁCE

Pro objektivní měření byly využity dva testy na posturální stabilitu, mezi které patří test z Berg Balance Scale, a to Functional reach test a druhým testem je upravený One Leg Stand Test.

Každý proband byl seznámen s jednotlivými testy, aby docházelo k nejmenším odchylkám a nedorozuměním v průběhu testování a výsledky byly objektivní.

Při provádění testů a pro každé měření byl proband vyzván, aby se postavil do příslušné zahajovací pozice a díval se přímo před sebe.

Prvním testem byl test Functional reach test z Berg Balance scale testů. Výchozí pozice byla pro všechny měření a probandy stejná, vzpřímený bipedální stoj bokem u stěny. Na stěnu byl umístěn metr, který byl v přibližné úrovni ramen probanda, který prováděl test, a začínal na konci napnuté ruky dotýčného s napnutými prsty před sebe. Startovací pozice byla s předpaženou rukou, která byla blíže ke stěně, a nataženými prsty, které končily na začátku metru upevněného na stěně (viz obrázek 9). Pro objektivizaci výsledků bylo rameno „staženo“ dozadu pomocí pohybu lopatky směrem k páteři. Konečná pozice testu byla po snaze probanda dosáhnout co nejdále rukou před sebe bez pohybu nohou (viz obrázek 10).



Obrázek 9 Zahajovací pozice testu Functional Reach Test (zdroj: vlastní)



Obrázek 10 Konečná pozice testu Functional Reach Test (zdroj: vlastní)

Po zaujetí startovací pozice byl proband vyzván, aby se co nejvíce natáhl směrem vpřed a dosáhl na nejvzdálenější číslo na blízkém metru, bez toho, aniž by jakkoliv pohnul nohama od země. Na konci tohoto pohybu se změřila vzdálenost, kterou prsty cestovaly po metru uloženém na stěně vedle probandovi ruky. Tento výsledek byl zaznamenán a porovnán s výsledky pro normální posturální stabilitu, která je při Berg Balance Scale testech udávána od 0 do 4 (4 body jsou nejvíce), aby bylo jasně prokazatelné, že se jedná o zdravé probandy (Downs, 2015). Všichni probandi bakalářské práce vykazovaly výsledky pro zdravé jedince.

Měření bylo prováděno dvakrát, před kterým si mohli probandi test cvičně vyzkoušet maximálně třemi pokusy.

Druhým testem, který byl využit pro objektivní měření, byl upravený One leg Stand Test. Test probíhal stojem probanda na jedné noze (dominantní noha probanda), jako uvádí klasický One Leg Stand Test, držící před sebou v rukách dřevěnou tyč o hmotnosti 0,4 kg, za kterou byla ze strany, dále od stojné nohy, ve středu tyče mezi rukama probanda, upevněna odporová guma o průměru 0,6 cm. Průměr gumy byl vybrán na základě prvotního měření. Proband stál 1 metr od pevného tělesa, na kterém byla upevněna odporová guma.

Startovací pozice byla zaujetím probanda stoje na jedné noze (dominantní noha probanda), kdy nedominantní noha byla zvednuta s flexí kyčelního a kolenního kloubu 90

stupňů, předpažením obou horních končetin, ve kterých dotyčný držel dřevěnou tyč o hmotnosti 0,4 kg. Jedna horní končetina byla v horní polovině tyče, druhá v dolní polovině tyče. Mezi horními končetinami byla upevněna odporová guma, která byla zaháknutá ze strany, dále od stojné nohy, o pevné těleso v úrovni hrudníku probanda (viz obrázek 11).



Obrázek 11 Zahajovací pozice upraveného testu One Leg Stand Test (zdroj: vlastní)

Měření bylo prováděno dvakrát se stejnou pozicí horních končetin. Probandi si mohli před zahájením měření tento test vyzkoušet dvakrát na každé noze, a také dvakrát na každé postavení horních končetin. Před zahájením měření si poté zvolili pro ně lepší postavení horních končetin. Postavení horních končetin probandů jako vliv na výsledek nebylo měřeno.

Po vyzkoušení testu a zaujetí startovací pozice byla odporová guma natažena za dřevěnou tyč (viz obrázek 12), kterou držel proband v rukách, a natažena na příslušný odpor gummy změřený přístrojem Delphin (viz obrázek 13; viz obrázek). Po dosažení adekvátního odporu pro daného probanda byla guma puštěna, kdy se vrátila na původní místo na tyči. Proband provádějící test se snažil udržet posturální stabilitu na jedné noze, aniž by se dotkl druhou nohou země. Tolerance byla 2 sekundy na vyrovnání posturální stability.



Obrázek 12 Proband v zahajovací pozici čeká na puštění gumy (zdroj: vlastní)



Obrázek 13 Ilustračně naměřené 3 kg na přístroji Delphin měřící odpor gumy (zdroj: vlastní)

Test se prováděl dvěma způsoby pro očekávanou a neočekávanou perturbaci. Očekávaná perturbace zahrnovala předem určený signál, kdy se odpočítávalo od 3 do 0 před puštěním gumy z natažení přístrojem Delphin. Neočekávaná perturbace byla provedena bez předem určeného signálu, kdy bude guma puštěna.

Na začátku měření se určil přibližný odpor gumy v kilogramech (směrodatná odchylka byla 0,2 kg), který byl ještě adekvátní pro zvládnutí daného testu každým probandem. Tento odpor byl použit jako maximální hranice před narušením posturální stability probanda do míry, kdy se druhá noha dotkla země.

Upravený One Leg Stance test zahrnoval jak interní perturbace vyvolané předpažením horních končetin a zvednutím jedné dolní končetiny, tak externí perturbace vyvolané pomocí odporové gumy a dřevěné tyče (Shiratori, Latash, 2000).

Pro vyhodnocení objektivních výsledků byly využity dva měřicí přístroje. Prvním přístrojem byla krabička Vitruve, která zaznamenává rychlost (průměrnou i maximální), váhu, výkon ve wattech a dráhu pohybu. Z důvodu vysoké rychlosti odporové gumy nebyl přístroj schopný ve více než 30% případech měření zaznamenat. Nebudou zde výsledky a data měření tímto přístrojem prezentována.

Druhým přístrojem byla váha využívaná na měření odporu odporových gum s názvem Delphin s nosností do 50 kg.

První skupina absolvovala kompletní trénink podle systému FRS, který zahrnoval i vstupní diagnostiku systému FRA. Trénink byl i přes rozdílnou diagnostiku upraven tak, aby byly výsledky objektivní. Z tohoto důvodu byl vybrán neoptimálnější trénink pro všechny probandy.

Jeden typ tréninku (viz tabulka 2) se skládal z kontrolovaných kloubních rotací, považovaných za základ systému FRS, které pracovaly a cílily na různá svalová vlákna. Tréninková jednotka byla poskládána podle tzv. „vnitřního modelu“ (viz obrázek 8), kdy se postupovalo od nejhlubších vrstev anatomie po ty nejvíc povrchové. Jednalo se o kloubní složky páteře, následovaly lineární složky, které jsou na páteři důležitější než rotační, dále rotační složky a nakonec vybraný pohyb zahrnující všechny segmenty trénované v daném tréninku. V tréninku byly zařazeny cviky specifické na architekturu pojivové tkáně v oblasti svalu m. multifidus a na trénování pojivových tkání, které se v klasických modelech tréninku téměř nevyskytují. Jako pohyb byl vybrán stroj zvaný Reverse Hyper (viz přílohy 5 a 6) pro

své výborné výsledky z hlediska posturálních funkcí (Cuthbert, a další, 2021; Lawrence, a další, 2019; Lawrence, a další, 2022; Simmons, 2016).

Trénink FRS - Skupina o 2 probandech - 2x/t - 60-70 minut					
POŘADÍ	RPE	POZNÁMKY	CVIK	SÉRIE	OPAKOVÁNÍ
1	RPE 5		Celé tělo - Kontrolované kloubové rotace - nízká intenzita @10-40% úsilí	Série: 1	Opakování: 3-5
2	RPE 7		m. multifidus	Série: 1	Opakování: 8-12
3	RPE 8		Páteř bederní část flexe a extenze - Kontrolovaná kloubové rotace - střední intenzita @40-80% úsilí	Série: 1	Čas: 1:30 min a více
4	RPE 8		Páteř hrudní část flexe a extenze - Kontrolovaná kloubové rotace - střední intenzita @40-80% úsilí	Série: 1	Čas: 1:30 min a více
5	RPE 8-9		Páteř flexe a extenze - Kontrolovaná kloubové rotace - střední intenzita @40-80% úsilí	Série: 1	Čas: 1:30 min a více
6	RPE 10		Standing ab curls w band	Série: 1	Opakování: do SELHÁNÍ - 1 min + (nejlépe 1:30 min +)
7	RPE 10		Páteř flexe a extenze - Kontrolovaná kloubové rotace - vysoká intenzita @80-100% úsilí	Série: 1	Opakování: do SELHÁNÍ - 1 min + (nejlépe 1:30 min +)
8	RPE 8-9		Páteř rotace - Kontrolovaná kloubové rotace - střední intenzita @40-80% úsilí	Série: 1	Čas: 1:30 min a více
9	RPE 8-9		Střít the pot	Série: 1	Opakování: 1 min + (nejlépe 1:30 min +)
10	RPE 10		Reverse Hyper	Série: 1	Opakování: 1 min + (nejlépe 1:30 min +)
11	RPE 8-9		Reverse Hyper	Série: 1	Opakování: 32 - 60 sekund (nejlépe 30 - 40 sekund)
12	RPE 10		Reverse Hyper	Série: 1	Opakování: do SELHÁNÍ - 1 min + (nejlépe 1:30 min +)

Tabulka 2 Trénink FRS, Skupina o 2 probandech, 2 dny v týdnu, 60-70 minut (zdroj: vlastní)

Trénink FRS - Skupina o 3 probandech - 3x/t - 30-40 minut					
POŘADÍ	RPE	POZNÁMKY	CVIK	SÉRIE	OPAKOVÁNÍ
1	RPE 5		Celé tělo - Kontrolované kloubové rotace - nízká intenzita @10-40% úsilí	Série: 1	Opakování: 3-5
2	RPE 7		m. multifidus	Série: 1	Opakování: 8-12
3	RPE 8		Páteř bederní část flexe a extenze - Kontrolovaná kloubové rotace - střední intenzita @40-80% úsilí	Série: 1	Čas: 1:30 min a více
4	RPE 8-9		Páteř flexe a extenze - Kontrolovaná kloubové rotace - střední intenzita @40-80% úsilí	Série: 1	Čas: 1:30 min a více
5	RPE 8-9		Páteř rotace - Kontrolovaná kloubové rotace - střední intenzita @40-80% úsilí	Série: 1	Čas: 1:30 min a více
6	RPE 8		Reverse Hyper	Série: 1	Opakování: 1 min + (nejlépe 1:30 min +)
7	RPE 8		Reverse Hyper	Série: 1	Opakování: 32 - 60 sekund (nejlépe 30 - 40 sekund)
8	RPE 10		Reverse Hyper	Série: 1	Opakování: do SELHÁNÍ - 1 min + (nejlépe 1:30 min +)

Tabulka 3 Trénink FRS, Skupina o 3 probandech, 3 dny v týdnu, 30-40 minut (zdroj: vlastní)

Druhý typ tréninku byl zaměřený na práci s dechem a posilování dýchacích svalů (viz tabulka 3). Zaměření bylo na práci s bránicí pomocí excentrické, koncentrické i isometrické kontrakce. Každému tréninku předcházely kontrolované kloubové rotace celého těla. Trénink probíhal v pozici vsedě a dělil se na 3 části, mezi kterými byla část zadržování dechu. První segment tréninku zahrnoval maximální nádech a pouze reflexní výdech, druhý segment zahrnoval maximální výdech a pouze reflexní nádech a poslední segment spojoval maximální výdech s maximálním nádechem. Mezi každou částí byla zádrž dechu. Po první části byla zádrž dechu po maximálním nádechu, po druhé části po maximálním výdechu a po poslední části po maximálním výdechu.

TRÉNINK FRS - DECH					
POŘADÍ	RPE	POZNÁMKY	CVIK	SÉRIE	OPAKOVÁNÍ
1			Celé tělo - Kontrolované kloubové rotace - nízká intenzita @10-40% úsilí	Série: 1	Opakování: 3-5
2	RPE 8		Maximální Nádech + relaxační výdech	Série: 1	Opakování: 19-25
3	RPE 8		Zadržení dechu PO NÁDECHU	Série: 1	Opakování: 1 min + (nejlépe 1:30 min +)
4	RPE 8		Maximální Nádech + relaxační výdech	Série: 1	Opakování: 8-12
5	RPE 8		Zadržení dechu PO VÝDECHU	Série: 1	Opakování: 1 min + (nejlépe 1:30 min +)
6	RPE 8		Maximální Výdech + relaxační nádech	Série: 1	Opakování: 19-25
7	RPE 8		Zadržení dechu PO VÝDECHU	Série: 1	Opakování: 1 min + (nejlépe 1:30 min +)
8	RPE 8		Maximální Výdech + relaxační nádech	Série: 1	Opakování: 8-12
9	RPE 8		Maximální nádech + Maximální výdech	Série: 1	Opakování: 19-25
10	RPE 8		Zadržení dechu PO VÝDECHU	Série: 1	Opakování: 1 min + (nejlépe 1:30 min +)

Tabulka 4 Trénink FRS, DECH, obě skupiny (zdroj: vlastní)

Skupina o 2 probandech, která měla méně tréninkových jednotek (2 týdně bez dechového tréninku) trvajících déle (60-70 minut) měla o 4 cviky více (viz tabulka 2) než skupina o 3 probandech cvičící 3 dny v týdnu (nezahrnuje dechové tréninky) polovinu času (30-40 minut) (viz tabulka 4).

Každé ráno k tréninku dělali probandi systému FRS kontrolované kloubní rotace celého těla.

Skupina druhého systému, a tedy Dynamické neuromuskulární stabilizace, využívala jiného tréninku zaměřeného na metodu Prof. Koláře.

Před zahájením samotného tréninku byla probandům provedena diagnostika na základě jednotlivých testů DNS, podle kterých se následně upravil tréninkový plán pro dosažení co nejlepších výsledků. Plán byl nakonec pro objektivizaci výsledků upraven, aby každý proband systému DNS trénoval stejný trénink a nedocházelo tak k větším odchýlkám.

Testy se skládaly z testu vnitrobřišního tlaku vsedě, testu flexe dolních končetin vleže na zádech, který byl vybrán na základě provádění upraveného One Leg Stand testu, kde je jedna noha ve flexi v kyčelním i kolenním kloubu (90 stupňů). Dále test flexe horních končetin, který byl vybrán na základě prvního testování Functional reach test. Testy byly zvoleny pro maximalizaci výsledků ve finálním měření.

Typ tréninku byl oproti systému FRS pouze jeden. Skupina 5 probandů se rozdělila na 2 a 3 členy, kdy skupina s menším počtem členů měla časově delší trénink (60-70 minut) méně dní v týdnu (3) (viz tabulka 5) a skupina s větším počtem probandů měla více tréninků (5), ale s polovičním časem (30-40 minut) (viz tabulka 6).

Trénink se zaměřoval na optimální přenos sil z dolních končetin přes trup na horní končetiny a naopak. Každá tréninková jednotka začínala hlubokým dýcháním vsedě, pro přípravu a aktivaci bránice a břišní stěny. Následovaly další cviky ze systému Neuromuskulární dynamické stabilizace. V případě této bakalářské práce byly vybrány cviky medvěd, poloha na čtyřech se zvednutím kolen od podložky (a následné chůze), pozice mrtvého brouka v několika variantách a další cviky, které jsou vidět v tabulce tréninku DNS (viz tabulka 5, viz tabulka 6).

DNS TRÉNINK - Supina o 2 probandech - 3x/t - 60-70 minut					
POŘADÍ	RPE	POZNÁMKY	CVIK	SÉRIE	OPAKOVÁNÍ
1	RPE 5		Hluboké dýchání	Série: 1	Čas: 2:30 min a více
2	RPE 7		pozice mrtvého brouka	Série: 5	Čas: 12-24 sekund
3	RPE 8		pozice mrtvého brouka s pohybem HK	Série: 3	Opakování: 8-12
4	RPE 8		pozice mrtvého brouka s pohybem DK	Série: 3	Opakování: 8-12
5	RPE 8		pozice mrtvého brouka se souhybem HK a DK křížem s velkým míčem	Série: 3	Opakování: 8-12
6	RPE 8		pozice mrtvého brouka se souhybem HK a DK stejnostranně s velkým míčem	Série: 3	Opakování: 8-12
7	RPE 8		pozice mrtvého brouka přetáčení na jednu a druhou stranu	Série: 3	Opakování: 8-12
8	RPE 7		dynamický klek	Série: 3	Opakování: 8-12
9	RPE 8		Poloha na čtyřech se zvednutím kolien od podložky	Série: 3	Opakování: 8-12
10	RPE 8-9		Medvěd	Série: 3	Opakování: 8-12
11	RPE 9		Chůze po čtyřech se zvednutými koleny dopředu	Série: 5	Opakování: 3 metry
12	RPE 9		Chůze po čtyřech se zvednutými koleny dozadu	Série: 5	Opakování: 3 metry
13	RPE 9		Chůze po čtyřech se zvednutými koleny do strany	Série: 5	Opakování: 1,5 metru

Tabulka 5 DNS trénink, skupina o 2 probandech, 3 dny v týdnu, 60-70 minut (zdroj: vlastní)

DNS TRÉNINK - Supina o 3 probandech - 5x/t - 30-40 minut					
POŘADÍ	RPE	POZNÁMKY	CVIK	SÉRIE	OPAKOVÁNÍ
1	RPE 5		Hluboké dýchání	Série: 1	Čas: 2:30 min a více
2	RPE 7		pozice mrtvého brouka	Série: 5	Čas: 12-24 sekund
3	RPE 8		pozice mrtvého brouka s pohybem HK	Série: 3	Opakování: 8-12
4	RPE 8		pozice mrtvého brouka s pohybem DK	Série: 3	Opakování: 8-12
5	RPE 7		dynamický klek	Série: 3	Opakování: 8-12
6	RPE 7-8		Poloha na čtyřech se zvednutím kolien od podložky	Série: 3	Opakování: 8-12
7	RPE 8		Medvěd	Série: 3	Opakování: 8-12
8	RPE 9		Chůze po čtyřech se zvednutými koleny dopředu	Série: 5	Opakování: 3 metry

Tabulka 6 DNS tréninku, skupina o 3 probandech, 5 dní v týdnu, 30-40 minut (zdroj: vlastní)

17 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ

Praktická část této bakalářské práce srovnávala také efekt tréninku DNS oproti FRS systému se studií Mahdieh, a další (2020), která porovnávala trénink dynamické neuromuskulární stabilizace s tréninkem fyzické kondice.

Probandi ze studie Mahdieh, a další (2020) byli rozděleny do dvou skupin, kdy jedna skupina podstoupila trénink DNS a druhá klasický trénink fyzické kondice. Obě skupiny cvičily po dobu 6 týdnů, třikrát týdně po 50 minutách. Pro posouzení výsledků bylo využito 5 testů pro hodnocení funkčních pohybů, které v konečném výsledku ukázaly, že skupina cvičící DNS dosáhla vyššího pokroku (Mahdieh, a další, 2020).

Druhá studie (Kanekar, Aruin, 2015) byla porovnávána s výsledky naměřenými v praktické části. Cílem této studie bylo zjištění efektivity tréninku na zlepšení Anticipatorného posturálního nastavení a jeho efekt na posturální stabilitu. Studie zahrnovala 13 zdravých mladých dospělých provádějící test při očekávané perturbace po chycení medicinbalu vrženého na úroveň ramen. Naměřené výsledky byly zaznamenány pomocí 3-D kinematiky těla, EMG aktivity třinácti svalových jednotek v oblasti trupu a dolních končetin a síly reakce na podložce před a po jedné tréninkové seanci (Kanekar, Aruin, 2015). Výsledky studie prokázaly menší vrcholové dislokace COM po perturbaci naznačující lepší posturální stabilitu. Studie poskytuje základ pro další zkoumání tréninku APA a jeho vliv na posturální stabilitu u zdravých jedinců (Kanekar, Aruin, 2015).

18 VÝSLEDKY

Výsledky prezentované v praktické části pro Functional Reach test vycházejí z tabulky 7 pro systém FRS a z tabulky 8 pro systém DNS.

Systém FRS	Proband	Začátek v cm (nultý týden)	Konec v cm (šestý týden)	Směrodatná odchylka v cm
3x týdně	Proband 1	49	51	± 0,5
3x týdně	Proband 2	45	46	± 0,5
5x týdně	Proband 3	55	56	± 0,5
5x týdně	Proband 4	53	54	± 0,5
5x týdně	Proband 5	50	53	± 0,5

Tabulka 7 Výsledky Functional Reach testu systému FRS

Systém DNS	Proband	Začátek v cm (nultý týden)	Konec v cm (šestý týden)	Směrodatná odchylka v cm
3x týdně	Proband 6	42	43	± 0,5
3x týdně	Proband 7	53	56	± 0,5
5x týdně	Proband 8	57	58	± 0,5
5x týdně	Proband 9	56	57	± 0,5
5x týdně	Proband 10	48	49	± 0,5

Tabulka 8 Výsledky Functional Reach testu systému DNS

Výsledky prezentované v praktické části pro upravený One Leg Stand test vycházejí z tabulky 9 pro systém FRS a z tabulky 10 pro systém DNS.

System FRS	Proband	Odpor gummy v kg (nultý tý- den)	Odpor gummy v kg (šestý tý- den)	Směrodatná od- chylka v kg
3x týdně	Proband 1	2	2,3	± 0,2
3x týdně	Proband 2	2	2	± 0,2
5x týdně	Proband 3	2,7	2,8	± 0,2
5x týdně	Proband 4	2,6	2,8	± 0,2
5x týdně	Proband 5	2,1	2,3	± 0,2

Tabulka 9 Výsledky upraveného One Leg Stand testu systému FRS

System DNS	Proband	Odpor gummy v kg (nultý tý- den)	Odpor gummy v kg (šestý tý- den)	Směrodatná od- chylka v kg
3x týdně	Proband 6	1,8	2	± 0,2
3x týdně	Proband 7	2,5	2,8	± 0,2
5x týdně	Proband 8	3	3,3	± 0,2
5x týdně	Proband 9	3	3,1	± 0,2
5x týdně	Proband 10	2,2	2,4	± 0,2

Tabulka 10 Výsledky upraveného One Leg Stand testu systému DNS

Výsledky prezentované v praktické části pro upravený One Leg Stand test při očekávané a neočekávané perturbaci vycházejí z tabulky 11 pro nultý týden měření a z tabulky 12 pro šestý týden měření.

Proband	Odpor gumy v kg (nultý týden, očekávaná perturbace)	Odpor gumy v kg (nultý týden, neočekávaná perturbace)	Směrodatná odchylka v kg
Proband 1	2	1,8	± 0,2
Proband 2	2	1,8	± 0,2
Proband 3	2,7	2,4	± 0,2
Proband 4	2,6	2,4	± 0,2
Proband 5	2,1	1,9	± 0,2
Proband 6	1,8	1,7	± 0,2
Proband 7	2,5	2,3	± 0,2
Proband 8	3	2,7	± 0,2
Proband 9	3	2,8	± 0,2
Proband 10	2,2	2	± 0,2

Tabulka 11 Výsledky upraveného One Leg Stand testu pro očekávanou a neočekávanou perturbaci v nultém týdnu

Proband	Odpor gumy v kg (šestý týden, očekávaná perturbace)	Odpor gumy v kg (šestý týden, neočekávaná perturbace)	Směrodatná odchylka v kg
Proband 1	2,3	2,1	± 0,2
Proband 2	2	1,9	± 0,2
Proband 3	2,8	2,6	± 0,2
Proband 4	2,8	2,7	± 0,2

Proband 5	2,3	2	± 0,2
Proband 6	2	1,9	± 0,2
Proband 7	2,8	2,6	± 0,2
Proband 8	3,3	3,1	± 0,2
Proband 9	3,1	2,8	± 0,2
Proband 10	2,4	2,2	± 0,2

Tabulka 12 Výsledky upraveného One Leg Stand testu pro očekávanou a neočekávanou perturbace v šestém týdnu

18.1. Výsledky k výzkumné otázce č. 1

Jaký je rozdíl v účinnosti tréninku APA mezi systémy DNS a FRS?

Na základě této výzkumné otázky byly položeny tři hypotézy H01, HA1 a HB1.

18.1.1. Hypotéza H01

Trénink APA pomocí obou systémů (DNS i FRS) zlepší posturální stabilitu u zdravých jedinců.

Vzhledem k naměřeným výsledkům v Hypotéze HB1 (viz graf 1, 2, 3 a 4) potvrzujeme Hypotézu H01. Trénink Anticipatorního posturálního nastavení pomocí obou systémů (FRS i DNS) při Functional Reach testu zlepšil posturální stabilitu u zdravých jedinců v průměru o 1,5 cm po šesti týdnech tréninku.

U upraveného One leg Stand testu byla naměřena hodnota odporu gumy v průměru o 0,19 kg vyšší než na začátku testování.

18.1.2. Hypotéza HA1

Účinnost tréninku anticipatorního posturálního nastavení bude záviset na použitém tréninkovém systému.

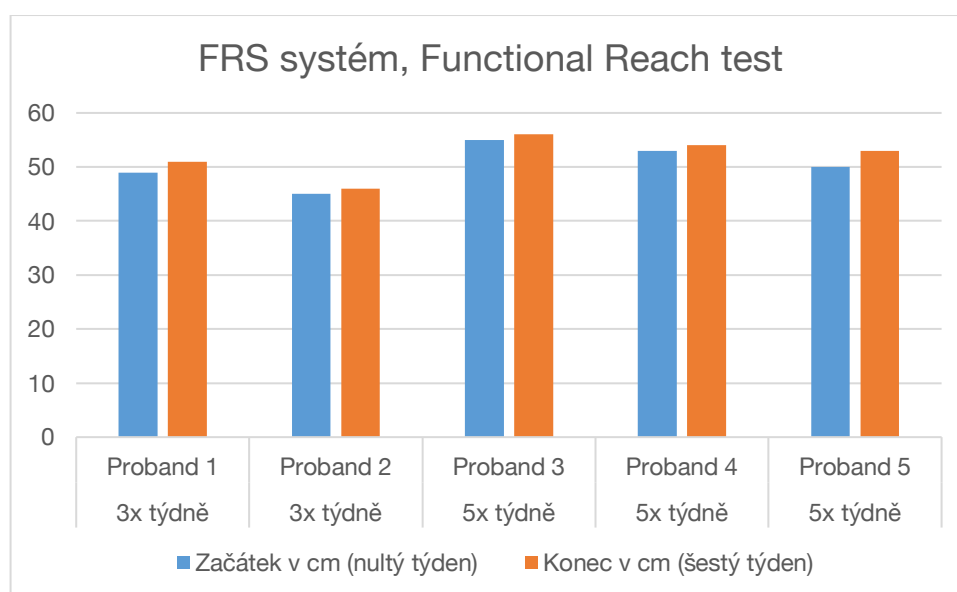
Vzhledem k naměřeným výsledkům v Hypotéze HB1 (viz graf 1, 2, 3 a 4), která využívala test Functional Reach test a upravený One Leg Stand test, potvrzujeme hypotézu HA1. Účinnost tréninku APA bude záviset na použitém tréninkovém systému. Systém FRS

prokázal zlepšení v průměru o 0,2 cm vyšší než DNS systém po šesti týdnech tréninku při testování pomocí Functional Reach testu. Systém DNS prokázal zvýšení odporu gumy v šestém týdnu v průměru o 0,06 kg větší než v systému FRS.

18.1.3. Hypotéza HB1

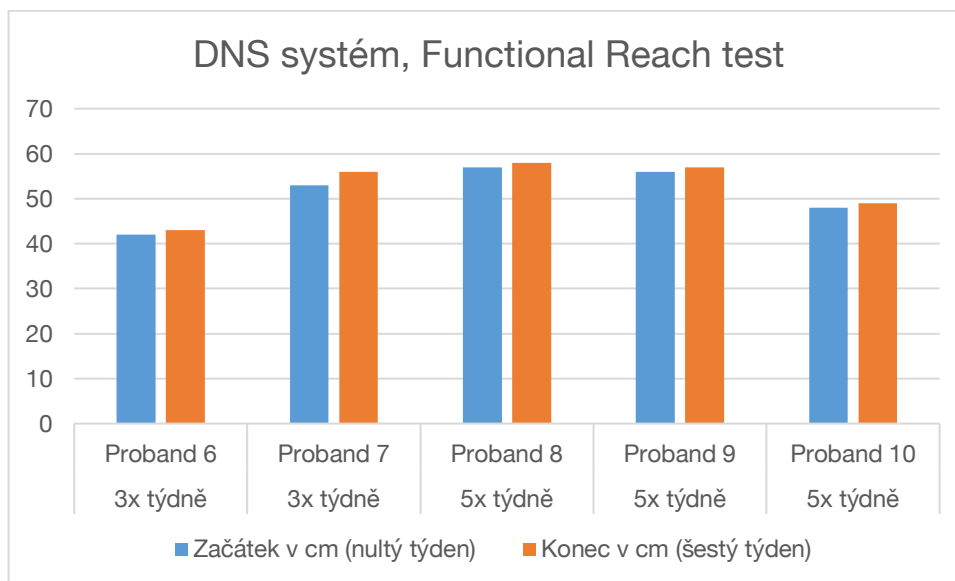
Systém FRS bude mít lepší výsledky než systém DNS.

Na základě Functional Reach testu, který se, byla naměřena průměrná hodnota u FRS systému o 1,6 cm lepší než na začátku testování (viz graf 1).



Graf 1 Znárodnění výsledků systému FRS u Functional Reach testu

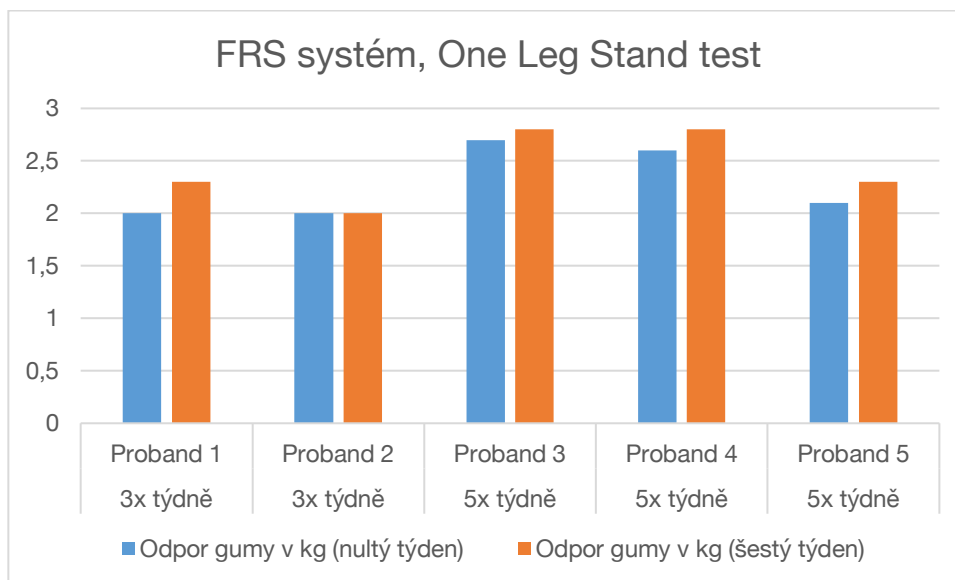
Systém Dynamické neuromuskulární stabilizace zaznamenal zlepšení v průměru o 1,4 cm od prvního měření (viz graf 2).



Graf 2 Znárodnění výsledků systému DNS u Functional Reach testu

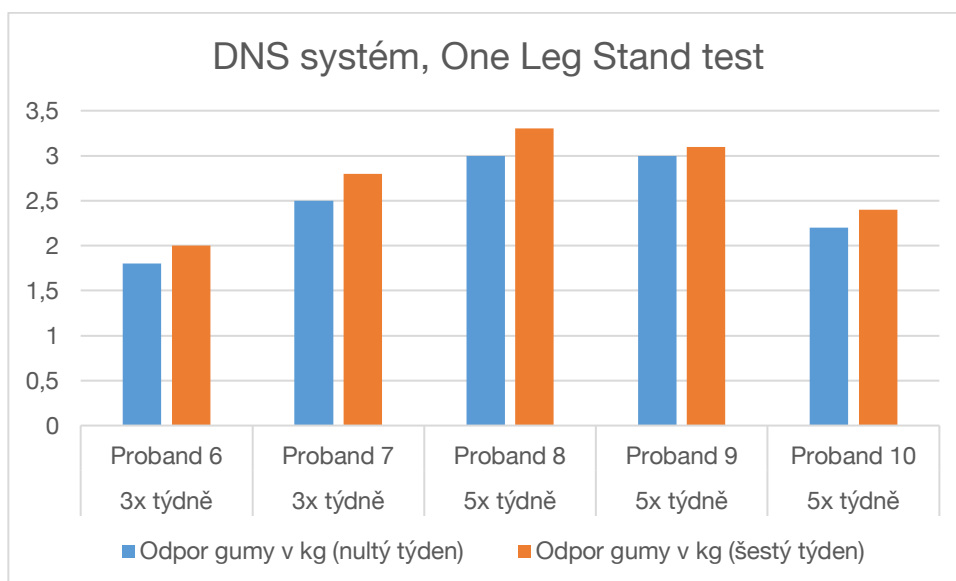
Vzhledem k výsledkům zobrazeným na grafu 1 a na na grafu 2 potvrzujeme hypotézu HB1 v testu Functional Reach test.

Systém FRS při měření upraveného One Leg Stand testu zaznamenal zlepšení v průměru o 0,16 kg odporu gumy oproti měření v nultém týdnu (viz graf 3).



Graf 3 Znárodnění výsledků systému FRS u upraveného One Leg Stand testu

Systém Dynamické neuromuskulární stabilizace zaznamenal při upraveném One Leg Stand testu zvýšení odporu gumy o 0,22 kg v šestém týdnu oproti nultému týdnu (viz graf 4).



Graf 4 Znárodnění výsledků systému DNS u upraveného One Leg Stand testu

Z naměřených výsledků zobrazených v grafech 3 a 4 zamítáme Hypotézu HB1 v upraveném One Leg stand testu.

18.2. Výsledky k výzkumné otázce č. 2

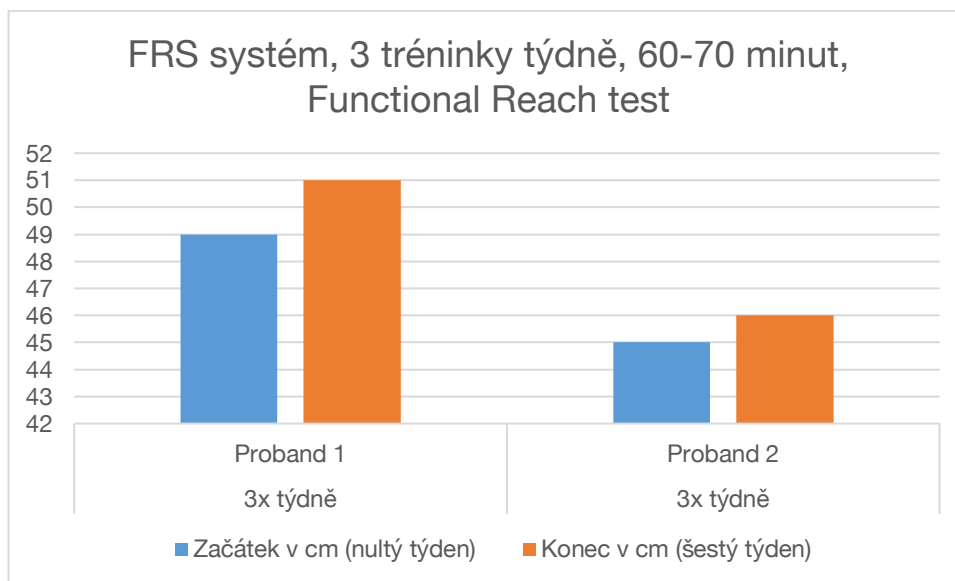
Jsou rozdíly v odlišné délce tréninkové jednotky a počtu tréninkových jednotek v týdnu na celkový výsledek účinnosti tréninku na posturální stabilitu?

Na základě této výzkumné otázky byly položeny dvě hypotézy H02 a HA2.

18.2.1. Hypotéza H02

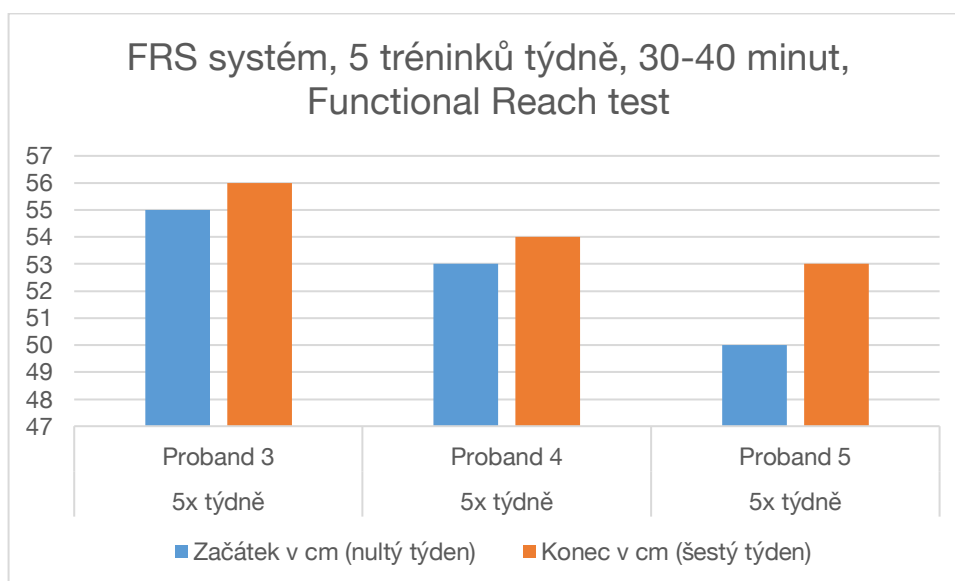
Účinnost tréninku APA závisí na délce tréninkového programu. Kratší programy budou mít větší účinek než delší.

Oproti prvotnímu měření byla u menší skupiny 2 probandů FRS absolvující 3 tréninky týdně po dobu 60-70 minut naměřena hodnota v průměru o 1,5 cm větší (viz graf 5).



Graf 5 Znárodnění výsledků FRS systému u Functional Reach testu při delším tréninku (60-70 minut)

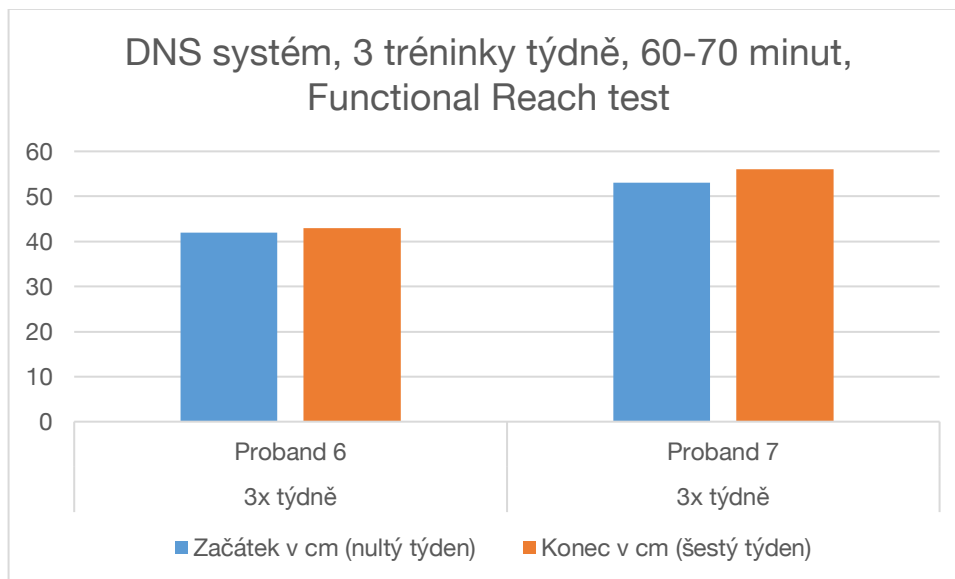
U větší skupiny FRS (3 probandi) s větším počtem tréninků (5) v časovém rozmezí 30-40 minut byla při konečném měření zaznamenána hodnota v průměru o 1,6 cm vyšší než na začátku 6 týdnů (viz graf 6).



Graf 6 Znárodnění výsledků FRS systému u Functional Reach testu při kratším tréninku (30-40 minut)

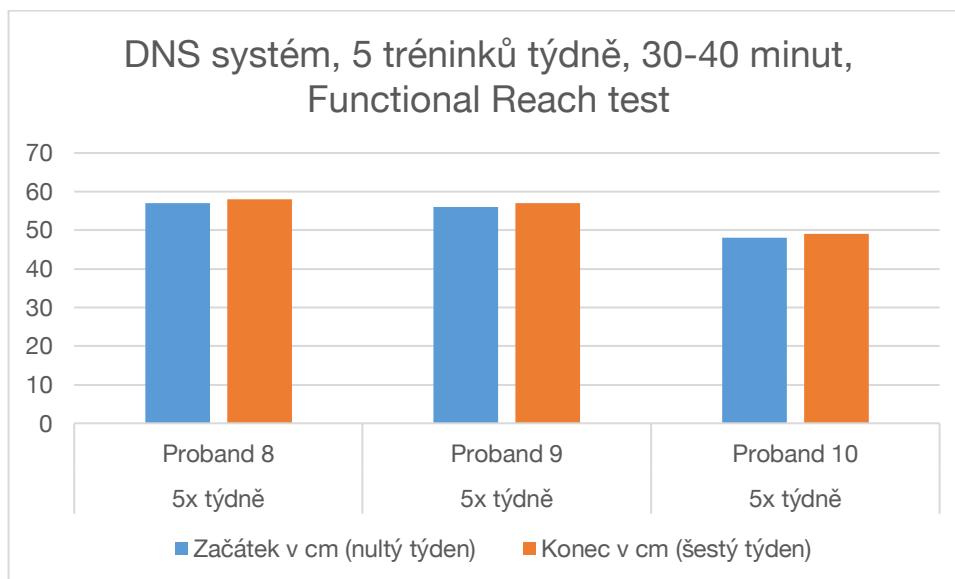
Na základě výsledků FRS systému dvou skupin o 2 a 3 probandech hypotézu H02 potvrzujeme. Kratší délka tréninku naměřila větší výsledky o 0,1 cm na konci měření.

Skupina trénující systém DNS 3x týdně po dobu 60-70 minut naměřila v průměru o 2 cm vyšší výsledek po 6 týdnech trénování (viz graf 7).



Graf 7 Znárodnění výsledků DNS systému u Functional Reach testu při delším tréninku (60-70 minut)

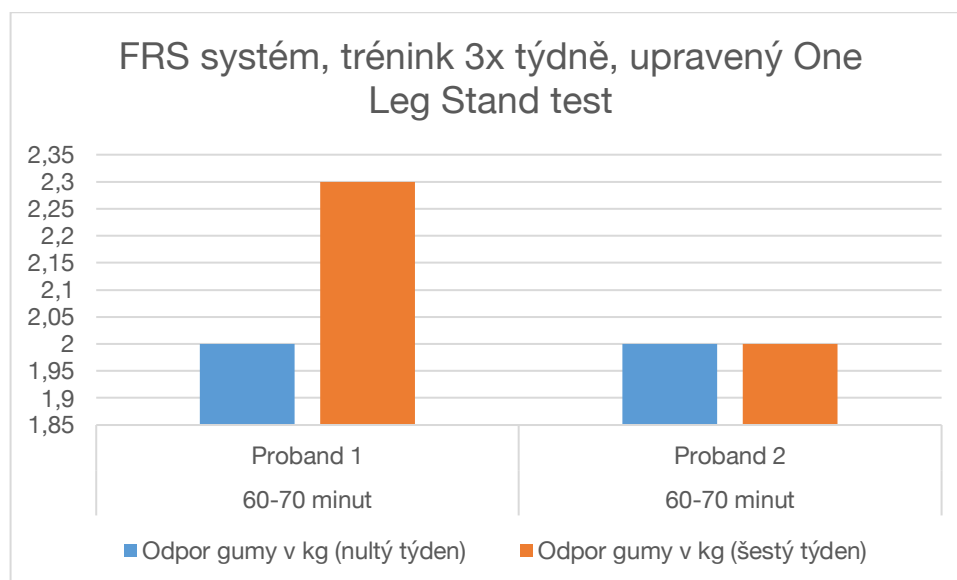
Druhá skupina, která trénovala trénink zaměřený na prvky Dynamické neuromuskulární stabilizace, měla na konci šesti týdnů v průměru o 1 cm vyšší výsledky od prvotního měření (viz graf 8).



Graf 8 Znárodnění výsledků DNS systému u Functional Reach testu při kratším tréninku (30-40 minut)

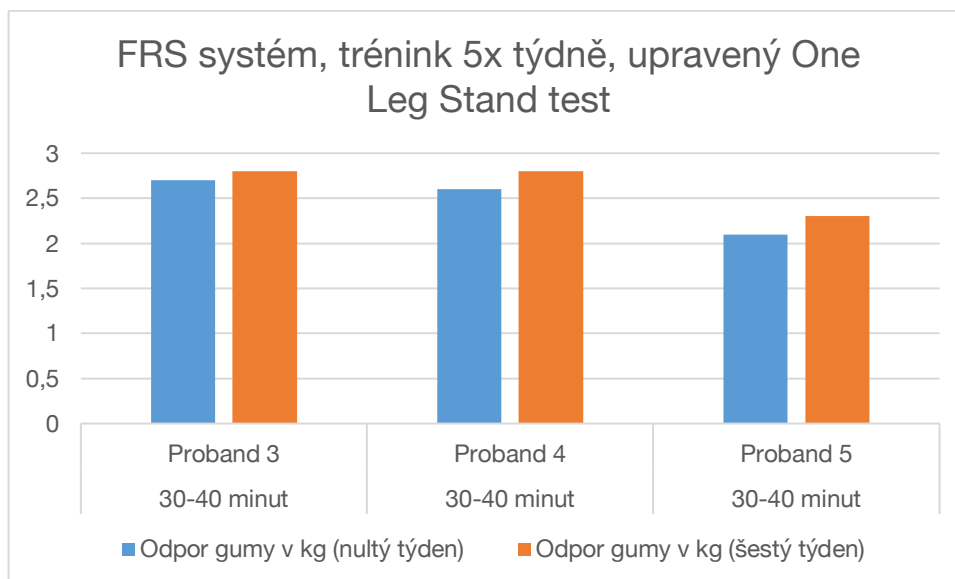
Vzhledem k dosaženým výsledkům z grafu 7 a grafu 8 zamítáme hypotézu H02 pro systém DNS. Byla zde naměřena vyšší hodnota průměrných výsledků při delších tréninkových jednotkách.

FRS systém zaznamenal v průměru o 0,15 kg vyšší odpor gumy po šesti týdnech trénování u upraveného One Leg Stand testu při trénování 60-70 minut 3x týdně (viz graf 9).



Graf 9 Znárodnění výsledků FRS systému pro upravený One Leg Stand test při delším tréninku (60-70 minut)

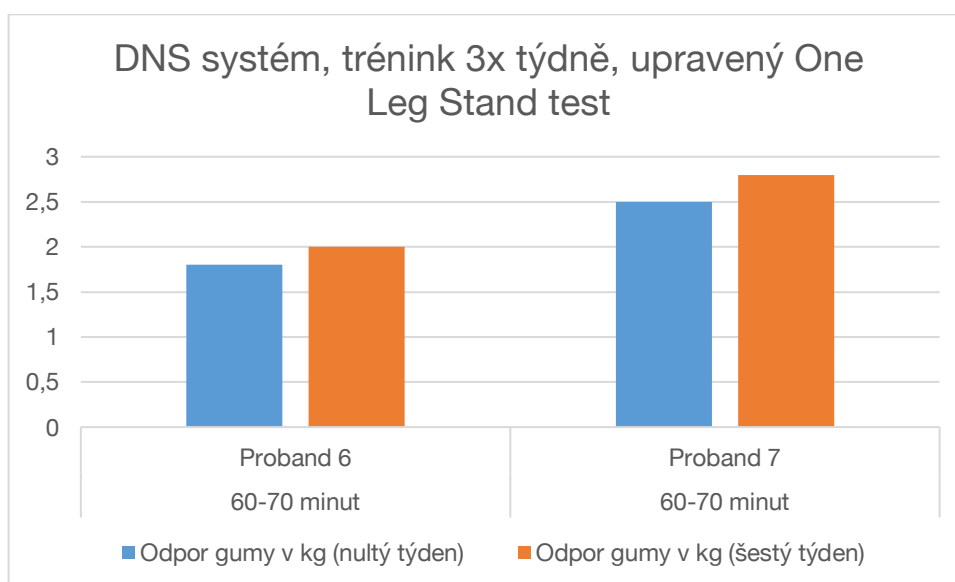
Trénink trvající kratší čas (30-40 minut) zaznamenal u FRS systému vyšší odpor gumy na konci měření o 0,16 kg (viz graf 10).



Graf 10 Znárodnění výsledků FRS systému pro upravený One Leg Stand test při kratším tréninku (30-40 minut)

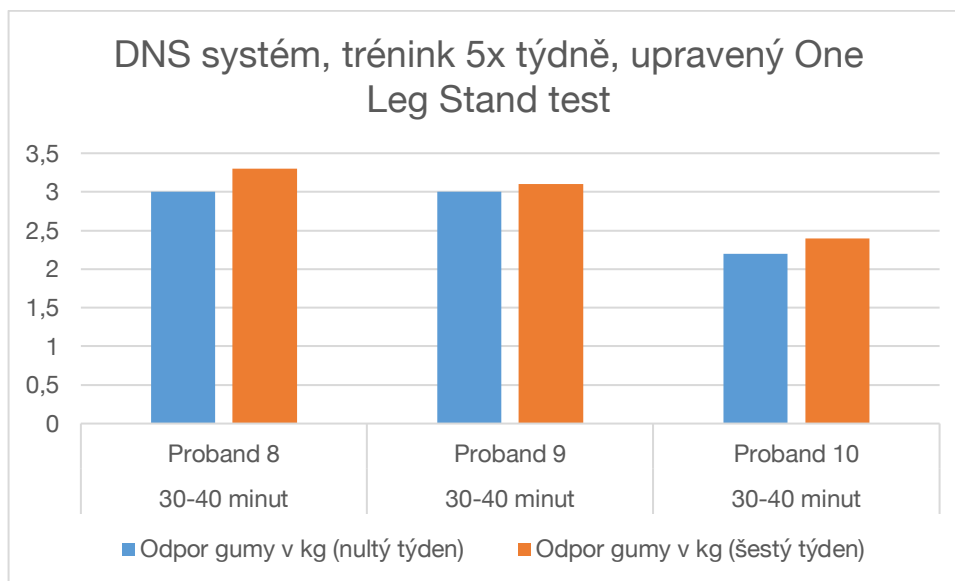
Hypotézu H02 u FRS systému potvrzujeme. Kratší tréninkové jednotky měly v průměru vyšší výsledky o 0,1 kg odporu gumy na konci měření.

U systému DNS při tréninku trvajícím 60 až 70 minut bylo prokázáno zvýšení odporu gumy po šesti týdnech v průměru o 0,25 kg (viz graf 11).



Graf 11 Znárodnění výsledků DNS systému pro upravený One Leg Stand test při delším tréninku (60-70 minut)

Při tréninku trvajícím 30-40 minut, který byl prováděn pomocí Dynamické neuromuskulární stabilizace, bylo po šesti týdnech naměřeno zvýšení odporu gumy o 0,2 kg (viz graf 12).



Graf 12 Znárodnění výsledků DNS systému pro upravený One Leg Stand test při kratším tréninku (30-40 minut)

Hypotézu H02 u systému DNS zamítáme. Systém DNS zaznamenal vyšší výsledky při déle trvajícím tréninku.

Vzhledem k výsledkům obou systémů potvrzujeme vliv délky tréninku na účinnost APA. S každým systémem se tento vliv mění.

18.2.2. Hypotéza HA2

Menší počet tréninků v týdnu (3) bude mít větší konečné výsledky než větší počet tréninků v týdnu (5).

Vzhledem k výsledkům z grafů 5, 6, 7 a 8 potvrzujeme Hypotézu HA2 pro Functional Reach Test. Byly naměřeny stejné výsledky u obou systémů. Systém FRS zaznamenal vyšší výsledky v průměru o 0,1 cm při kratším tréninku. Druhý systém (DNS) vykazoval 2x vyšší výsledky při menším počtu tréninkových jednotek v týdnu.

Vzhledem k výsledkům z grafů 9, 10, 11 a 12 zamítáme Hypotézu HA2 pro upravený One Leg Stand test. Systém FRS prokázal lepší výsledky u kratší tréninkové jednotky, zatímco systém DNS prokázal větší výsledky u delší tréninkové jednotky.

18.3. Výsledky k výzkumné otázce č. 3

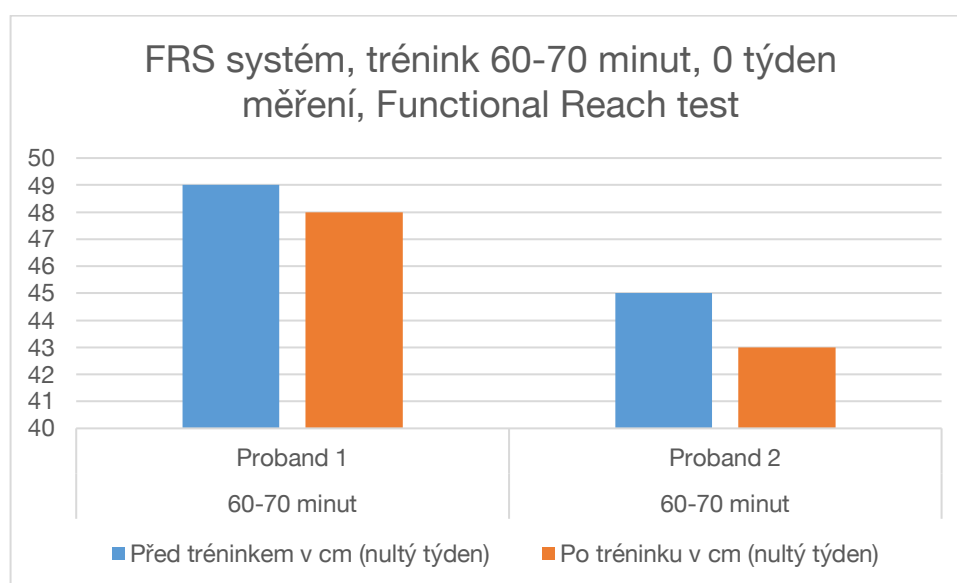
Zlepší se po tréninku APA koordinace a rovnováha ve Functional Reach testu? Má na to vliv délka tréninku?

Jedna hypotéza H03 byla položena na základě výzkumné otázky č. 3.

18.3.1. Hypotéza H03

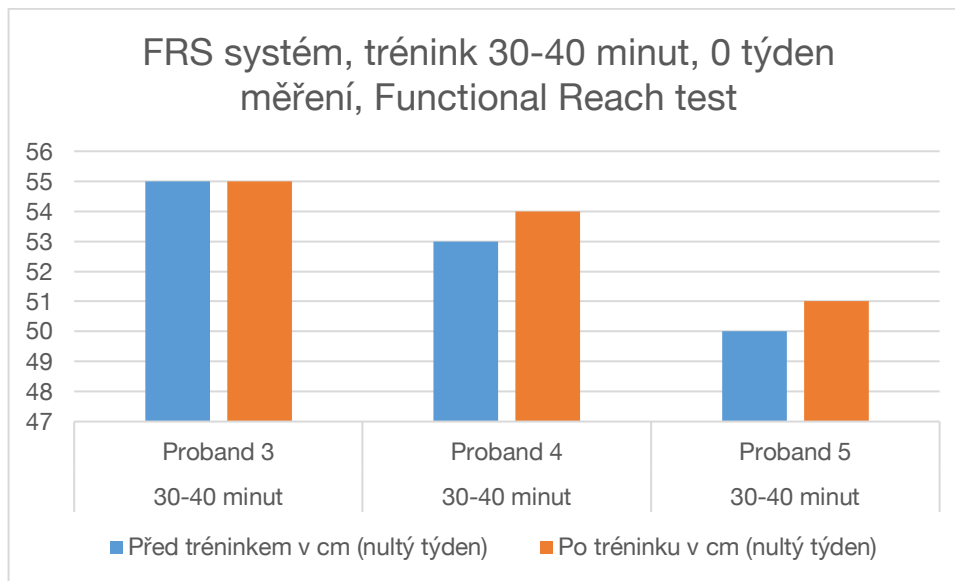
Při měření po kratším tréninku Anticipatorního posturálního nastavení se zlepší rovnováha a koordinace pohybu ve Functional Reach testu, zatímco při delším tréninku zůstane stejná nebo se zhorší.

Trénink systému FRS trvající 60-70 minut ukázal zhoršení rovnováhy a posturální stability po tréninku v průměru o 1,5 cm oproti měření před tréninkem v nultém týdnu (viz graf 7).



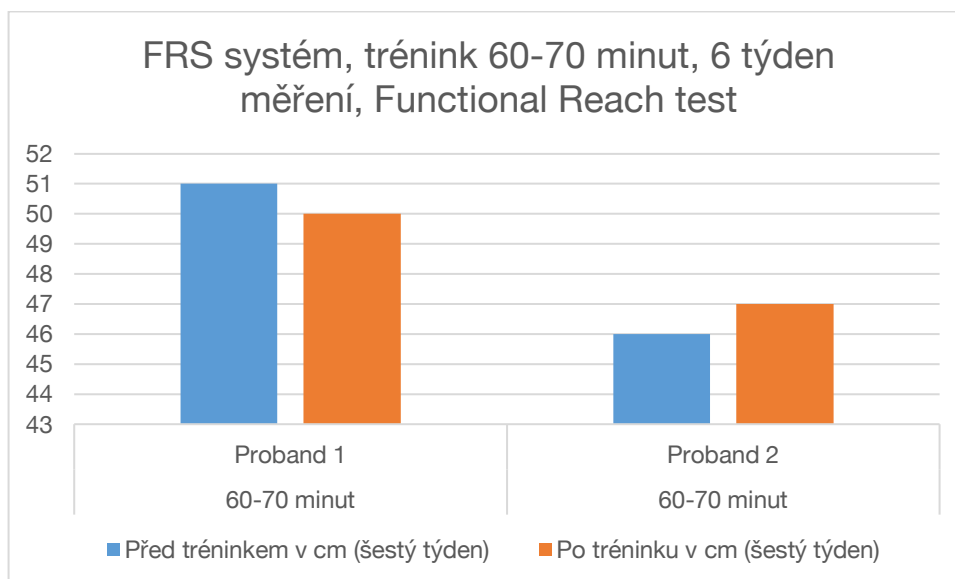
Graf 13 Znárodnění výsledků FRS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvající 60-70 minut.

Trénink systému FRS trvající 30-40 minut ukázal zlepšení posturální stability po tréninku o 0,6 cm v průměru od měření před tréninkem v nultém týdnu (viz graf 14).



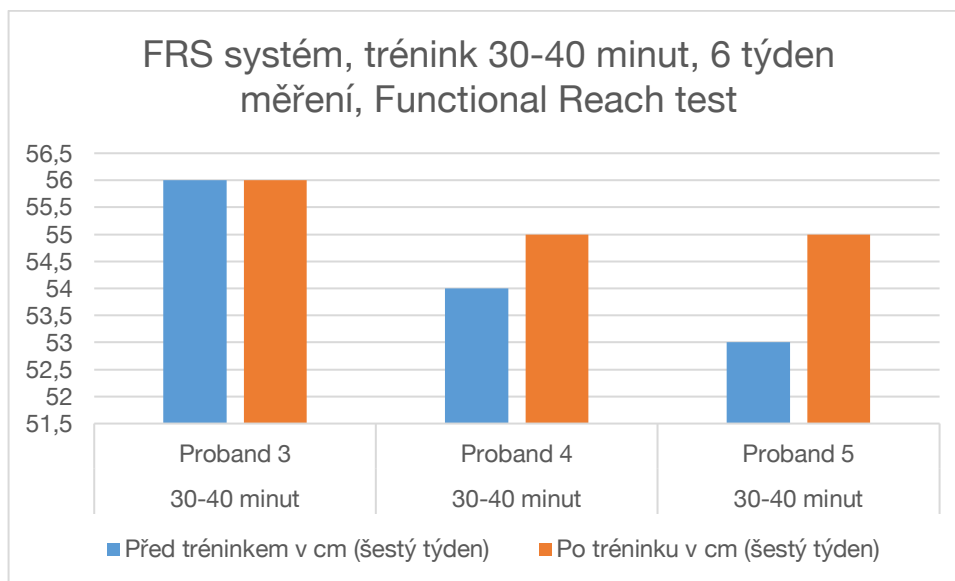
Graf 14 Znáznornění výsledků FRS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvající 30-40 minut

Po 6 týdnech FRS systém při tréninku trvající 60-70 minut ukázal zlepšení oproti měření v nultém týdnu (viz graf 15). Naměřený průměr probandů byl po tréninku v nulové hodnotě, tedy o 1,5 cm v průměru více než při měření v nultém týdnu před a po tréninku.



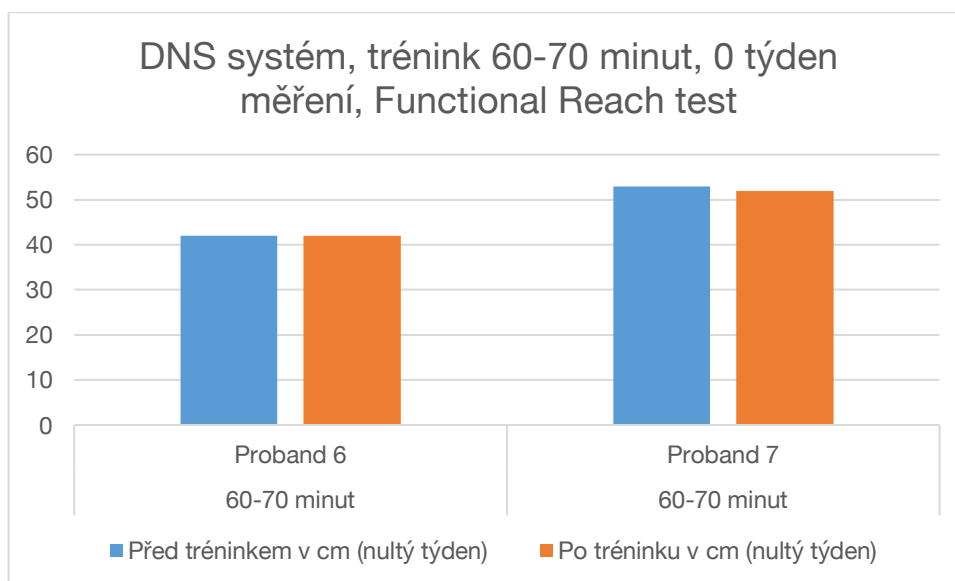
Graf 15 Znáznornění výsledků FRS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvající 60-70 minut.

Při tréninku FRS systému 30-40 minut bylo na konci 6 týdne zjištěn průměr výsledku měření před a po tréninku větší 1 cm. Od měření v nultém týdnu vidíme zlepšení o 0,4 cm (viz graf 16).



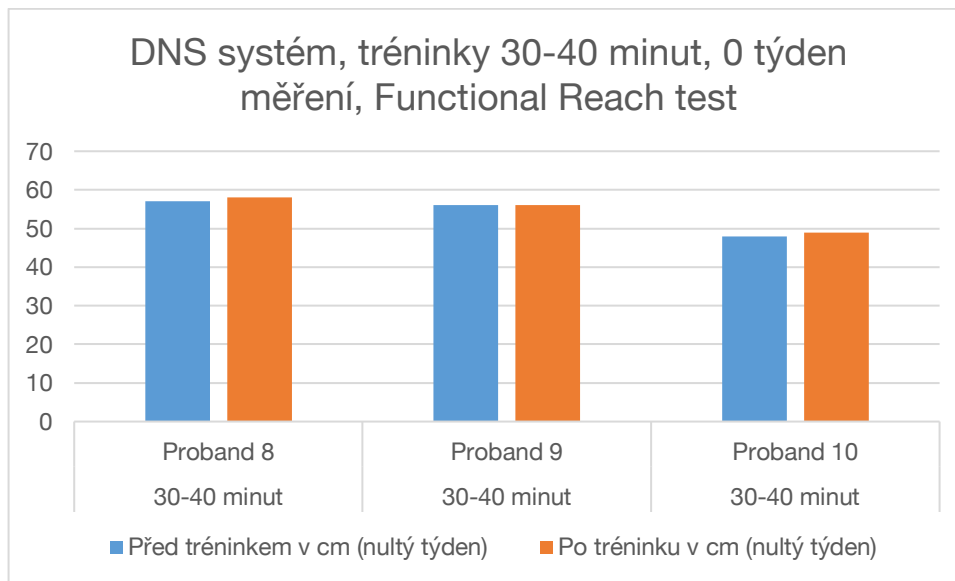
Graf 16 Znáznornění výsledků FRS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvající 30-40 minut

Trénink DNS v nultém týdnu při délce tréninkové jednotky 60-70 minut ukázal zhoršení posturální stability po tréninku v průměru o 1 cm (viz graf 17).



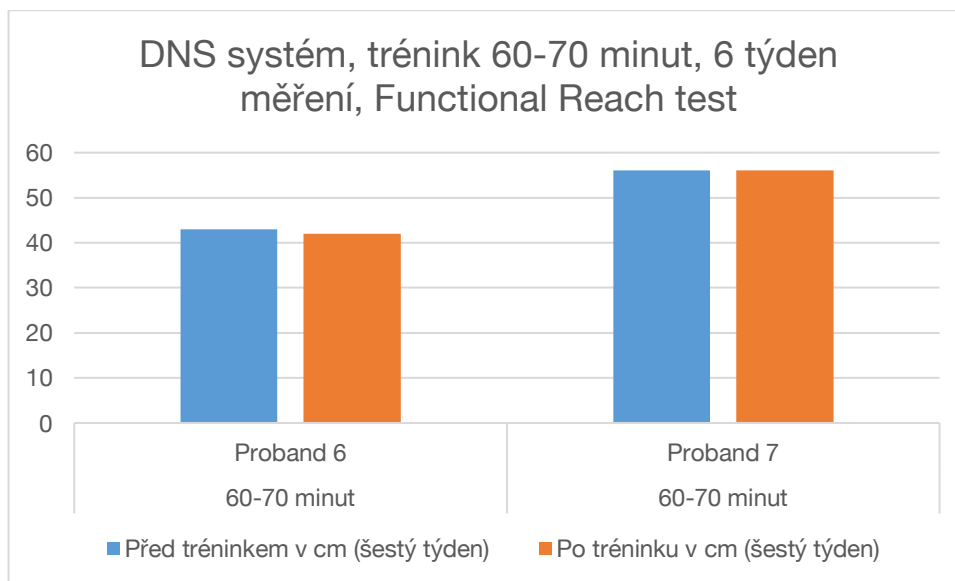
Graf 17 Znáznornění výsledků DNS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvající 60-70 minut

Trénink DNS v nultém týdnu při délce tréninkové jednotky 30-40 minut ukázal zlepšení posturální stability po tréninku o 0,6 cm (viz graf 18).



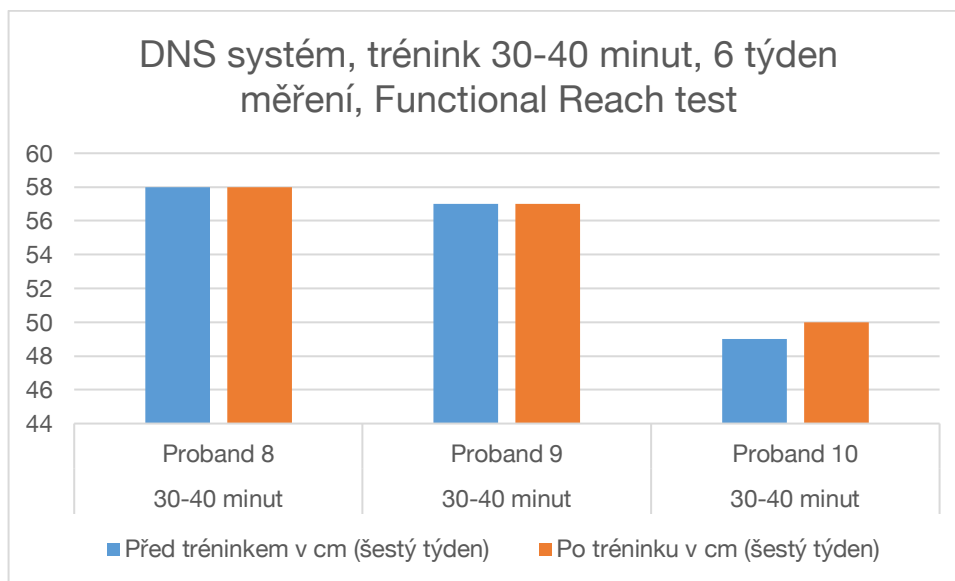
Graf 18 Znárodnění výsledků DNS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvajícím 30-40 minut

Po 6 týdnech tréninku DNS v délce 60-70 minut bylo naměřeno zhoršení posturální stability po tréninku o 1 cm. Stejný výsledek jako v nultém týdnu měření (viz graf 19).



Graf 19 Znárodnění výsledků DNS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvajícím 60-70 minut

Po 6 týdnech tréninku DNS v délce 30-40 minut bylo naměřeno zlepšení posturální stability po tréninku o 0,3 cm. Výsledek byl o 0,3 cm horší než průměrné zlepšení v nultém týdnu při stejném měření (viz graf 20).



Graf 20 Znárodnění výsledků DNS systému u Functional Reach testu před a po tréninku trvajícím 30-40 minut

Z naměřených výsledků obou systémů (FRS i DNS) potvrzujeme hypotézu H03. Po časově kratším tréninku se posturální stabilita po tréninku zlepšila. Po časově delším tréninku se posturální stabilita zhoršila. Jediné zlepšení u časově delšího tréninku došlo u FRS systému po 6 týdnech trénování.

18.4. Výsledky k výzkumné otázce č. 4

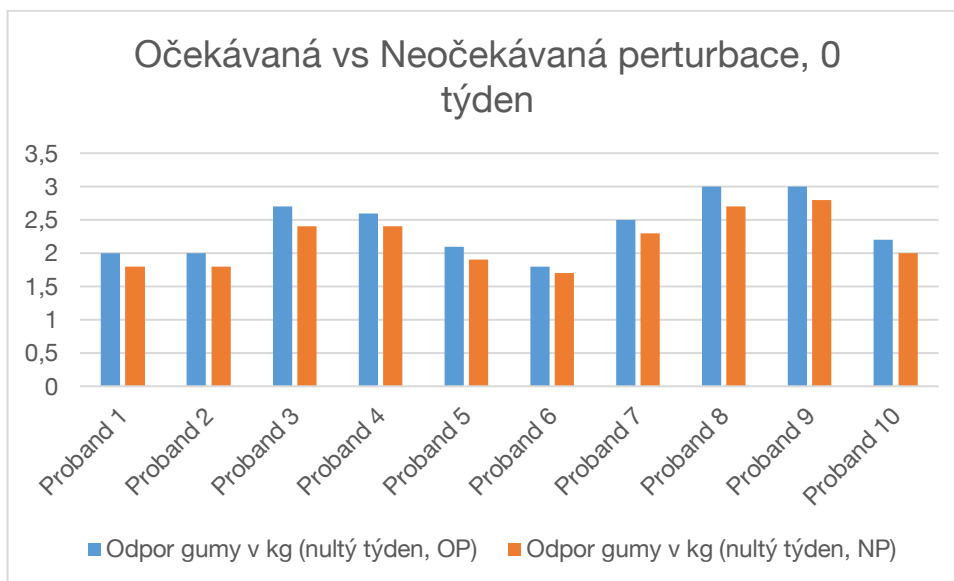
Jaký vliv bude mít předem očekávaná perturbace a neočekávaná perturbace na posturální stabilitu u měřeného testu One Leg Stand test?

Na základě výzkumné otázky č. 4 byla položena jedna Hypotéza H04.

18.4.1. Hypotéza H04

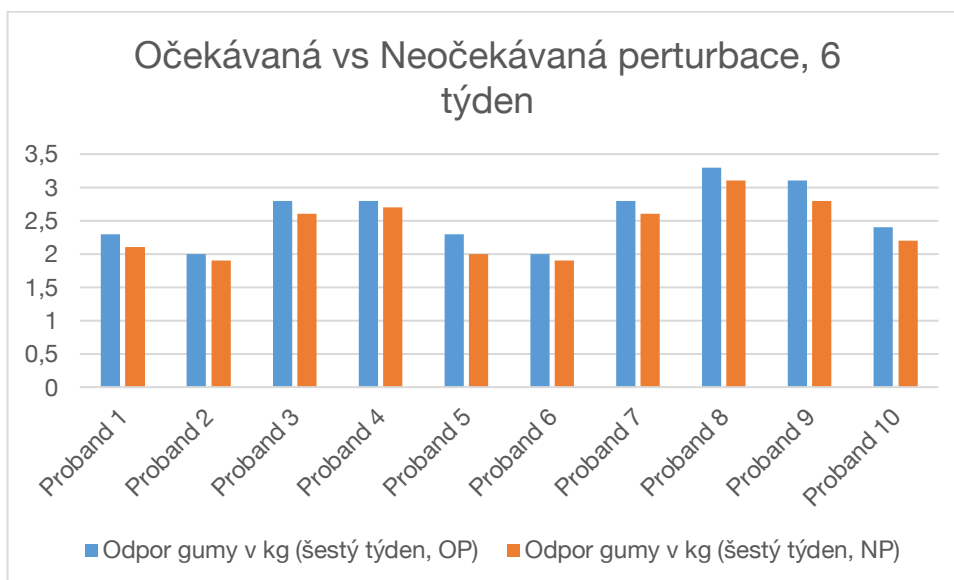
Při očekávané perturbaci bude posturální stabilita silnější než při neočekávané perturbaci.

Posturální stabilita byla dle výsledků zobrazených v grafu 21 v průměru o 0,21 kg na odporové gumě menší při neočekávané perturbaci.



Graf 21 Znáznornění výsledků měření upraveného One Leg Stand testu u očekávané a neočekávané perturbace v nultém týdnu

Po šesti týdnech trénování obou systémů (FRS i DNS) se výsledek očekávané a neočekávané perturbace zlepšil. Zlepšení bylo v průměru o 0,02 kg vyšší na odporové gumě než při nultém týdnu. Průměr očekávané a neočekávané perturbace v šestém týdnu byl o 0,19 kg vyšší na odporové gumě při očekávané perturbaci (viz graf 22).



Graf 22 Znáznornění výsledků měření upraveného One Leg Stand testu u očekávané a neočekávané perturbace v šestém týdnu

Naměřené výsledky měření v nultém a šestém týdnu prokázaly lepší posturální stabilitu u očekávané perturbace. Z tohoto důvodu potvrzujeme Hypotézu H04.

19 DISKUZE

Anticipatorní posturální nastavení je využíváno z hlediska posturální stability a ob-
nově rovnováhy po jejím narušení. Neefektivní využívání APA je jedním z důvodů postu-
rální nestability (Kanekar, Aruin, 2015).

Tréninkem APA se zlepšuje posturální stabilita po narušení rovnováhy. Výsledky
práce prokázaly, že trénink anticipatorního posturálního nastavení má pozitivní vliv na po-
sturální stabilitu u zdravých jedinců. Na základě naměřených výsledků z praktické části této
práce přikládáme pohledy vlivu tréninku APA na posturální stabilitu u zdravých jedinců.

19.1. Diskuze k výzkumné otázce č. 1

Jaký je rozdíl v účinnosti tréninku APA mezi systémy DNS a FRS?

K výzkumné otázce č. 1 byly položeny 3 hypotézy H01, HA1 a HB1.

19.1.1. Výsledky k Hypotéze H01

Trénink APA pomocí obou systémů (DNS a FRS) zlepšil posturální stabilitu u zdra-
vých jedinců. Z výsledků k první hypotéze vyplývá zlepšení posturální stability trénováním
Anticipatorního posturálního nastavení pomocí obou zvolených systémů. Každý systém měl
odlišný koncept trénování, oba došly ale ke stejným výsledkům, a tedy zlepšením posturál-
ních funkcí u obou testů prováděných v praktické části práce (Functional Reach test, upra-
vený One Leg Stand test).

Trénink systému FRS prokázal ve Funtional Reach testu zlepšení v průměru o 1,6
cm než na začátku testování. To znamená, že se probandi v průměru vychýlili ze svého tě-
žiště o 1,6 cm před tím, než by následoval pád. Tento výsledek nám potvrzuje Hypotézu
H01, kdy je prokazatelný vliv tréninku na posturální stabilitu.

Trénink pomocí systému FRS měl omezení v prvotním pochopení celého systému a
zamýšlených pohybů. Velká část probandů (4/5) měli ze začátku trénování problémy s ovlá-
dáním svého těla, který je potřebný pro správné trénování. Učením se těchto pohybů a vy-
světlováním nového konceptu metody FRS bylo zabráno velké množství tréninkových jed-
notek, než se probandi se systémem plně seznámili. Výsledky naměřené při testování Hypo-
tézy H01 tedy mohl z hlediska systému FRS ovlivňovat i fakt, že první dva týdny se probandi
teprve seznamovali s typem tréninku.

System DNS prokázal zlepšení po šesti týdnech ve Functional Reach testu v průměru o 1,4 cm. Tento výsledek nebyl tak vysoký jako u prvního systému FRS. Rozdíl by 0,2 cm. Tento výsledek se dá vysvětlit lepším vnímáním těla, které FRS systém učí a lepší segmentaci páteře a pohyblivost ostatních segmentů. System DNS se zaměřuje především na neutrální pozici páteře, která při tomto testu nemá benefit.

Dynamická neuromuskulární stabilizace byla pro probandy lépe pochopitelná. System už znali pod pojmem zkratky DNS a některé prováděné cviky jim byly povědomé. To na jednu stranu usnadnilo tréninkové jednotky, kde se probandi mohli plně soustředit na daný trénink a nevěnovali tolik času pochopením systému. Na druhou stranu určitá znalost ze strany probandů ovlivňovala výsledky naměřené při konečném měření. Některé cviky se probandi musely přeučit, protože je neprováděli správnou formou. To sebralo potřebný čas pro trénování.

Výsledky naměřené v druhém upraveném One Leg Stand testu byly lepší u DNS systému, který zvýšil odpor gumy probandů v průměru o 0,22 kg po šesti týdnech trénování. System FRS zvýšil odpor gumy o 0,16 kg. V prováděném testu je páteř držena v neutrální pozici, která je předpokladem pro každé cvičení systému DNS. Druhý systém FRS se zaměřuje spíše na segmentové rozvíjení a pohyblivost páteře, proto v upraveném testu One Leg Stand test měl vyšší výsledky systém prof. Koláře.

19.1.2. Hypotéza HA1

Účinnost tréninku Anticipatorního posturálního nastavení bude záviset na použitém systému.

Účinnost tréninku Anticipatorního posturálního nastavení závisí na použitém systému, jak bylo uvedeno ve výsledcích této práce. System FRS prokázal zlepšení na prvním použitém testu (Functional Reach test), zatímco systém DNS vykazoval vyšší výsledky na druhém testu (upravený One Leg Stand test). Účinnost tedy závisí na vybraném systému. Každý systém je vedený jiným přístupem, což se odráží na jiných výsledcích u různých testů.

19.1.3. Hypotéza HB1

System FRS bude mít lepší výsledky než systém DNS

Na základě testování Functional Reach testu byla u systému FRS naměřena hodnota o 0,2 cm vyšší než u systému DNS po šesti týdnech trénování. Tento výsledek poukazuje na

fakt, že systém FRS měl lepší výsledek v testu, který zahrnoval i flexi v páteři, která se v tomto konceptu trénuje. Systém DNS udržuje převážně neutrální pozici páteře, která se při tomto testu nevyužila, což mohlo ovlivnit konečný výsledek.

Upravený One Leg Stand test prokázal opačné výsledky a zamítl Hypotézu HB1. Systém DNS měl o 0,06 kg vyšší odpor na odporové gumě po šesti týdnech trénování než systém FRS. Tento výsledek ukazuje na lepší neutrální držení páteře v prováděném testu pomocí trénování DNS systému, který se tuto pozici snaží aplikovat do každého cviku. Systém FRS zaujímá jiný postoj a trénuje především v konečných pozicích, tedy ve flexi, extenzi i v rotaci, což mohlo ovlivnit výsledky u upraveného One Leg Stand testu.

19.2. Diskuze k výzkumné otázce č. 2

Jsou rozdíly v odlišné délce tréninkové jednotky a počtu tréninkových jednotek v týdnu na celkový výsledek účinnosti tréninku na posturální stabilitu?

K výzkumné otázce č. 2 byly položeny dvě hypotézy H02 a HA2.

19.2.1. Výsledky k Hypotéze H02

Účinnost tréninku APA závisí na délce tréninkového programu. Kratší programy budou mít větší účinek než delší.

Z výsledků naměřených v praktické části jsme zjistili, že účinnost tréninku APA závisí na délce tréninku. S každým systémem bylo ale měření jiné.

FRS systém od Dr. Andreo Spiny zaznamenal lepší výsledky u kratších tréninkových jednotek při testování Functional Reach testem i upraveným One Leg Stand testem. První zmíněný test prokázal lepší výsledky v průměru o 0,1 cm na konci měření. Upravený One Leg Stand test prokázaly u kratších tréninků lepší výsledky o 0,1 kg naměřené na odporové gumě na konci měření po šesti týdnech trénování.

Výsledky zaznamenané systémem DNS u Functional Reach testu byly 2x větší při delší tréninkové jednotce, než při kratší. Toto tvrzení tedy potvrzuje vliv délky tréninky na účinnost tréninku APA, nicméně opačný vliv než u systému FRS.

U druhého testu byla naměřena hodnota o 0,05 kg na odporové gumě vyšší u delších tréninků, než u kratších. Systém DNS zaznamenal účinnější výsledky při tréninku trvajícím 60-70 minut.

Výsledky ovlivňovala fyzická kondice probandů a znalost systémů. Při vysvětlování určitého systému, ukazování jednotlivých cviků a pochopení probandem daný cvik se časy aktivního tréninku neměnily, ale proband trávil více času ve fitness před zahájením tréninku. To znamenalo snížení soustředění po segmentu 60 minut (Simmons, 2007), který po vysvětlování a ukázání cviků byl i 15 minut po zahájení aktivního tréninku.

19.2.2. Výsledky k Hypotéze HA2

Menší počet tréninků v týdnu (3) bude mít větší konečné výsledky než větší počet tréninků v týdnu.

Z naměřených výsledků jsme zjistili, že menší počet tréninků v týdnu měl větší vliv na konečné výsledku u systému FRS, zatímco u systému DNS tomu bylo naopak.

Systém FRS zaznamenal vyšší výsledky v průměru o 0,1 cm u Functional Reach testu při trénování 3x týdně. Tento výsledek je přiřazován těžším provedením cviků při trénování systému FRS, kdy trénink obsahuje cviky specificky zaměřená na pomalá a rychlá svalová vlákna, kdy je některé provedení cviku vykonáváno do selhání daného anatomického segmentu. Proband si na tento systém musí nejprve zvyknout, proto více tréninků v jednom týdnu prokázalo větší konečné výsledky, kdy subjektivní poznámky probandů potvrdily lepší pochopení systému při častějších tréninkách.

Systém DNS vykazoval 2x vyšší výsledky při menším počtu tréninkových jednotek v týdnu. Měření je přiřazované neutrálnímu držení páteře, kdy se segmenty nemusí pohybovat do konečných rozsahů jako při systému FRS, proto není vynaloženo takové úsilí. Systém DNS nebyl trénován do selhání a nebyl specificky upraven na pomalá a rychlá svalová vlákna. Klasické trénování třech sérií po několik opakováních probandi znali z klasického fitness, stejně jako některé cviky DNS. Z tohoto důvodu menší počet tréninků, ale s delším časem mělo vyšší konečné výsledky.

19.3. Diskuze k výzkumné otázce č. 3

K výzkumné otázce č. 3 byla položena jedna hypotéza H03.

19.3.1. Výsledky k Hypotéze H03

Při měření po kratším tréninku Anticipatorního posturálního nastavení se zlepšila rovnováha a koordinace pohybu ve Functional Reach testu, zatímco při delším tréninku zůstane rovnováha stejná nebo se zhorší.

Z naměřených výsledků jsme zjistili zlepšení při kratším tréninkovém času v rozmezí 30-40 minut než při delším tréninku trvajícím 60-70 minut. Podobné měření před tréninkem a po tréninku prováděla i studie (Kanekar, Aruin, 2015). Tato studie se zabývá výzkumem účinku tréninku na zlepšení anticipačních posturálních úprav (APAs) a jejich vliv na posturální stabilitu. Cílem studie bylo prozkoumat efekt jednoho tréninku, během kterého byli zdraví mladí dospělí vystaveni předvídatelným vnějším rušením a následně provedli chytání medicinbalu vrženého na úrovni ramen. Výsledky ukázaly, že trénink vedl k významnému zlepšení APA, což se projevilo v dřívějších zapojení svalů. To vedlo k výrazně menšímu rozhození COM po vnější perturbaci a k větší posturální stabilitě (Kanekar, Aruin, 2015).

Výsledky zlepšení APA a posturální stability z této studie se ale neshodují s výsledky naměřenými v praktické části této práce s přihlédnutím na délku tréninkové jednotky, která se u studie (Kanekar, Aruin, 2015) pohybovala v rozmezí 20-25 minut. U delších tréninkových jednotek (60-70 minut) bylo ve většině případů naměřeno stejné nebo dokonce zhoršené APA. Pouze u jedné naměřené hodnoty FRS systému po 6 týdnech trénování jsme naměřili lepší výsledky pro delší trénink.

Jedním z důvodů naměřených hodnot a výsledků byla únava probandů po delším tréninku. Subjektivní poznatky v rámci měření od účastníků, spolu s naměřenými výsledky, ukazují vliv únavy na posturální funkce. Při kratším tréninku proband aktivuje příslušné svalové skupiny a připraví tělo na perturbace, kdy je CNS bdělé a očekává je.

Po tréninku, který trvá déle než 60 minut klesá soustředění probanda (Simmons, 2007), které může ovlivňovat výsledky měřené pro APA. Jak uvádí John Quint, trénink by měl být efektivně proveden do 45 minut (Functional Anatomy Seminars, 2021).

Ovlivnění výsledků této hypotézy se dá přiřadit i k trénovanosti probandů. Probandi s větší zkušeností se zátěžovým tréninkem zvládali delší trénink lépe, než probandi, kteří s pravidelným trénováním neměli takové zkušenosti.

Výsledky se měnily i v návaznosti na spánek noc před tréninkem, který výrazně ovlivňoval tréninkovou jednotku. Dva z probandů měli v průběhu praktické části k dispozici měřič spánku, tepové frekvence, připravenosti k tréninku, teploty těla a dechové frekvence. Tento přístroj se nazývá Oura ring a je to prstýnek, který má dotyčný celou dobu na jednom

z prstů. Měření ukázalo, že kvalita a čas spánku hraje velký vliv na měření, soustředěnost i intenzitu tréninku. Měření nebylo cílem této práce, proto zde není zahrnuto.

19.4. Diskuze k výzkumné otázce č. 4

Na základě výzkumné otázky byla stanovena hypotéza H04.

19.4.1. Výsledky k hypotéze H04

Jaký vliv bude mít předem očekávaná perturbace a neočekávaná perturbace na posturální stabilitu u měřeného testu One Leg Stand test?

Naměřené výsledky prokázaly vliv očekávané a neočekávané perturbace na APA a posturální stabilitu u měřeného One Leg Stand testu. Podobné výsledky prokázaly i další studie (Kaewmanee, a další, 2022; Maki, Mcilroy, 1997), které se zabývaly očekávanou a neočekávanou perturbací a její vliv na APA. Studie ukazují, že očekávané perturbace mohou vést k lepšímu posturálnímu nastavení, protože tělo se může připravit na změnu a optimalizovat svou stabilizaci. Na druhé straně, neočekávané perturbace mohou vést k horšímu posturálnímu nastavení, protože tělo nemá dostatek času na přípravu na změnu a musí se spoléhat na rychlou reakci na perturbaci.

Výsledky měření se změnily i po delším časovém intervalu trénování (v případě této práce 6 týdnů), kdy probandi vykazovali lepší výsledku na konci šestého týdne oproti prvotnímu měření v týdnu nultém.

Výsledky testování ovlivnilo několik faktorů. Jedním z faktorů byl spánek, který byl u dvou probandů měřený pomocí přístroje Oura ring a měl vliv na jednotlivé tréninky. V potaz bereme i lidský faktor, kdy při měření hraje tato část svou roli. Fyzické parametry a kondice probanda také ovlivnily výsledky. Výsledky měření mohou být také ovlivněny dopadem odporové gumy na jiné místo na dřevěné tyči, kterou probandi drželi v horních končetinách. Jedinec držící odporovou gumu se snažil trefit přímo do středu mezi horní končetiny, počítáme však s lidským faktorem a odchylkami. Rozdíl v centimetrech mezi pozicí horní a dolní končetinou také ovlivňuje naměřené výsledky.

20 ZÁVĚR

V práci jsem se zabýval tréninkem Anticipatorního posturální nastavení a jeho vliv na posturální stabilitu u zdravých jedinců. Práce porovnávala tréninkový systém FRS od Dr. Andreo spiny s tréninkovým systémem DNS od prof. Koláře. Cílem práce bylo zjistit, zda, a jaký, vliv má trénink APA na posturální stabilitu.

Na základě naměřených výsledků byl prokázán vliv tréninku APA na posturální stabilitu u obou využitých systémů. Bylo prokázáno, že délka tréninku, stejně jako počet tréninkových jednotek v týdnu, má vliv na výsledky testů posturální stability. Tyto výsledky se s každým systémem mění, kdy u jednoho systému (FRS) je výhodnější kratší doba tréninku a u druhého delší (DNS).

V praxi lze tyto poznatky využít při trénování posturální stability a APA využitím jednoho ze systémů. Lze nastavit tréninkový program časově i počtem tréninků v týdnu tak, aby bylo dosaženo maximálního výsledku.

Všechny cíle této bakalářské práce byly splněny. Pro další trénink APA a zjišťování vlivu na posturální stabilitu by bylo vhodné vytvořit větší skupinu probandů, aby byly výsledky objektivnější. Další možnost, jak pokračovat v testování by zahrnovala více testů na APA a posturální stabilitu, které zahrnují EMG.

SEZNAM LITERATURY

1. RICHTER, Philipp a Eric HEBGEN. Spouštěcí body a funkční svalové řetězce v osteopatii a manuální terapii. Praha: Pragma, c2011. ISBN 978-80-7349-261-8.
2. LEWIT, Karel. Manipulační léčba v rámci léčebné rehabilitace. Praha: Nakladatelství dopravy a spojů, 1990. ISBN 80-7030-096-5.
3. LEWIT, Karel. Manipulační léčba v myoskeletální medicíně. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J.E. Purkyně, c2003. ISBN 80-86645-04-5.
4. ZATSIORSKY, Vladimir M., and William J. Kraemer. 2006. Science and practice of strength training. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN-10: 0-7360-5628-9. ISBN-13: 978-0-7360-5628-1.
5. KOLÁŘ, Pavel a Renata ČERVENKOVÁ. Labyrint pohybu. Praha: Vyšehrad, 2018. Rozhovory (Vyšehrad). ISBN 978-80-7429-975-9.
6. KOLÁŘ, Pavel. Rehabilitace v klinické praxi. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
7. SIFF, Mel C. Facts and Fallacies of Fitness. Johannesburg: High Tech Training, 2003. ISBN 1-868-183-8.
8. VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. Kineziologie nohy. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
9. VÉLE, František. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

10. Functional Anatomy Seminars. [online]. Dostupné z: <https://functionalanatomyseminars.com> [cit. 2022-11-28].
11. SIMMONS, Louie. 2011. Westside Barbell Squat and Deadlift Manual. Columbus, Ohio: Westside Barbell. ISBN 978-0-9821504-2-9
12. SIMMONS, Louie. 2015. Special Strength Development for All Sports. Columbus, OH: Westside Barbell. ISBN 978-0-9821504-8-1
13. SIMMONS, Louie. 2007. Westside Barbell Book of Methods. Columbus, OH: Westside Barbell. ISBN 978-0-9821504-0-5
14. SIMMONS, Louie. 2016. Olympic Weightlifting Strength Manual. Columbus, Ohio: Westside Barbell. ISBN 978-0-9821504-9-8
15. RYCHLÍKOVÁ, Eva. Manuální medicína: vyšetřování, diagnostika, léčení. Praha: Avicenum, 1987.
16. SIFF, Mel Cunningham. 2004. Supertraining. 6th ed. Denver: Supertraining Institute. ISBN 1-874856-65-6
17. MAHDIEH, Leili, Vahid ZOLAKTAF a Mohammad Taghi KARIMI. Effects of dynamic neuromuscular stabilization (DNS) training on functional movements. Human Movement Science [online]. 2020, **70** [cit. 2022-12-12]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2019.102568
18. FRANK, Clare, Alena Kobesova, a Pavel Kolar. 2013. „Dynamic Neuromuscular Stabilization & Sports Rehabilitation” [online]. International Journal of Sports Physical Therapy 8(1):62–73.[cit. 2022-12-13]. ISSN 2159-2896. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3578435/>
19. KOBESOVA, Alena, Pavel DAVIDEK, Craig E. MORRIS, et al. Functional postural-stabilization tests according to Dynamic Neuromuscular Stabilization approach:

- Proposal of novel examination protocol. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2020, **24**(3), 84-95 [cit. 2022-12-16]. ISSN 13608592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2020.01.009
20. MADLE, Katerina, Petr SVOBODA, Martin STRIBRNY, Jakub NOVAK, Pavel KOLAR, Andrew BUSCH, Alena KOBESOVA a Petr BITNAR. Abdominal wall tension increases using Dynamic Neuromuscular Stabilization principles in different postural positions. *Musculoskeletal Science and Practice* [online]. 2022, **62** [cit. 2022-12-16]. ISSN 24687812. Dostupné z: doi:10.1016/j.msksp.2022.102655
 21. CHEATHAM, Michael L. Intraabdominal pressure monitoring during fluid resuscitation. *Current Opinion in Critical Care* [online]. 2008, **14**(3), 327-333 [cit. 2022-12-16]. ISSN 1070-5295. Dostupné z: doi:10.1097/MCC.0b013e3282fce783
 22. MILANESI, Rafaela a Rita Catalina Aquino CAREGNATO. Intra-abdominal pressure: an integrative review. *Einstein (São Paulo)* [online]. 2016, **14**(3), 423-430 [cit. 2022-12-16]. ISSN 2317-6385. Dostupné z: doi:10.1590/S1679-45082016RW3088
 23. HORAK, Fay B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and Ageing* [online]. 2006, **35**(suppl_2), ii7-ii11 [cit. 2022-12-18]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: doi:10.1093/ageing/afl077
 24. SCHLEIP, Robert a Divo Gitta MÜLLER. Training principles for fascial connective tissues: Scientific foundation and suggested practical applications. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2013, **17**(1), 103-115 [cit. 2022-12-18]. ISSN 13608592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2012.06.007
 25. CESARI, Paola, Francesco PISCITELLI, Francesco PASCUCCI a Matteo BERTUCCO. Postural Threat Influences the Coupling Between Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments in Response to an External Perturbation. *Neuroscience* [online]. 2022, **490**, 25-35 [cit. 2022-12-20]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2022.03.005

26. RUSSO, Yuri a Giuseppe VANNOZZI. Anticipatory postural adjustments in forward and backward single stepping: Task variability and effects of footwear. *Journal of Biomechanics* [online]. 2021, **122** [cit. 2022-12-20]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2021.110442
27. SASAKI, Joyo a Hiroshi SEKIYA. Changes of initial posture and anticipatory postural adjustment in self-paced single forward stepping under psychological pressure. *International Journal of Sport and Exercise Psychology* [online]. 2017, **16**(5), 476-487 [cit. 2022-12-21]. ISSN 1612-197X. Dostupné z: doi:10.1080/1612197X.2016.1259248
28. SU, Ivan Y. W. a Daniel H. K. CHOW. Anticipatory Postural Adjustments in Standing Reach Tasks Among Middle-Aged Adults With Diplegic Cerebral Palsy. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2016, **48**(4), 309-318 [cit. 2022-12-21]. ISSN 0022-2895. Dostupné z: doi:10.1080/00222895.2015.1092938
29. XU, Dali, Les G. CARLTON a Karl S. ROSENGREN. Anticipatory Postural Adjustments for Altering Direction During Walking. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2004, **36**(3), 316-326 [cit. 2022-12-21]. ISSN 0022-2895. Dostupné z: doi:10.3200/JMBR.36.3.316-326
30. KUBICKI, Alexandre, BONNETBLANC, PETREMENT, BALLAY a MOUREY. Delayed postural control during self-generated perturbations in the frail older adults. *Clinical Interventions in Aging* [online]. 2012, [cit. 2022-12-22]. ISSN 1178-1998. Dostupné z: doi:10.2147/CIA.S28352
31. WANG, Yun, Kazuhiko WATANABE a Tadayoshi ASAKA. Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments in Response to Dynamic Platform Perturbation during a Forward Step. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2023, **55**(1), 31-38 [cit. 2022-12-23]. ISSN 0022-2895. Dostupné z: doi:10.1080/00222895.2022.2092440

32. AMICI, Cinzia, Federica RAGNI, Barbara PIOVANELLI, Riccardo BURASCHI, Rodolfo FAGLIA, Stefano NEGRINI a Joel POLLET. Quantitative analysis of voluntary movement and anticipatory postural adjustments: a functional approach. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. 2021, **24**(15), 1660-1669 [cit. 2022-12-25]. ISSN 1025-5842. Dostupné z: doi:10.1080/10255842.2021.1906866
33. KAEWMANEE, Tippawan, Huaqing LIANG a Alexander S. ARUIN. The Effect of Predictability of the Perturbation Magnitude on Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments during a Bimanual Load-Lifting Task. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2022, **54**(5), 567-576 [cit. 2022-12-27]. ISSN 0022-2895. Dostupné z: doi:10.1080/00222895.2021.2024491
34. MASSION, J., Marat IOFFE, Christina SCHMITZ, François VIALLET a Radka GANTCHEVA. Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and pathological aspects. *Experimental Brain Research* [online]. **128**(1-2), 229-235 [cit. 2022-12-27]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi:10.1007/s002210050842
35. GONG, Henry M., Weikang MA, Michael REGNIER a Thomas C. IRVING. Thick filament activation is different in fast- and slow-twitch skeletal muscle. *The Journal of Physiology* [online]. 2022, **600**(24), 5247-5266 [cit. 2022-12-28]. ISSN 0022-3751. Dostupné z: doi:10.1113/JP283574
36. TANAKA, Minoru, Ken SUGIMOTO, Taku FUJIMOTO, et al. Differential effects of pre-exercise on cancer cachexia-induced muscle atrophy in fast- and slow-twitch muscles. *The FASEB Journal* [online]. 2020, **34**(11), 14389-14406 [cit. 2022-12-28]. ISSN 0892-6638. Dostupné z: doi:10.1096/fj.202001330R
37. OKUMURA, Nobuaki, Akiko HASHIDA-OKUMURA, Kanako KITA, Masami MATSUBAE, Toshiya MATSUBARA, Toshifumi TAKAO a Katsuya NAGAI. Proteomic analysis of slow- and fast-twitch skeletal muscles. *PROTEOMICS* [online].

- 2005, **5**(11), 2896-2906 [cit. 2022-12-29]. ISSN 1615-9853. Dostupné z: doi:10.1002/pmic.200401181
38. LAWRENCE, Michael A., Andrew CHIN a Brian T. SWANSON. Biomechanical Comparison of the Reverse Hyperextension Machine and the Hyperextension Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2019, **33**(8), 2053-2056 [cit. 2022-12-29]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000003146
39. CUTHBERT, Matthew, Nicholas J. RIPLEY, Timothy J. SUCHOMEL, Robert ALEJO, John J. MCMAHON a Paul COMFORT. Electromyographical Differences Between the Hyperextension and Reverse-Hyperextension. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2021, **35**(6), 1477-1483 [cit. 2023-01-10]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000004049
40. LAWRENCE, Michael A., Matthew J. SOMMA a Brian T. SWANSON. Effect of Load on Muscle Activity, Kinematics, and Force Production During the Reverse Hyperextension Exercise. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 2022, **38**(5), 336-345 [cit. 2023-01-10]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.2022-0046
41. YOON, Hyun Sik, Young Joo CHA a Joshua (Sung) Hyun YOU. 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]. 2020, **46**(3), 381-389 [cit. 2023-01-11]. ISSN 10538135. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-192983
42. VENKATESAN, Prem, Soundararajan K, Thomas J. KISHEN, Seema JANARDHAN a Sathish KUMAR CR. Comparison of yoga and dynamic neuromuscular stabilization exercise in chronic low back pain on magnetic resonance imaging of lumbar multifidus- protocol for a randomized controlled trial. *Contemporary Clinical*

- Trials Communications* [online]. 2022, **28** [cit. 2023-01-14]. ISSN 24518654. Dostupné z: doi:10.1016/j.conctc.2022.100937
43. DAVIDEK, Pavel, Ross ANDEL a Alena KOBESOVA. Influence of Dynamic Neuromuscular Stabilization Approach on Maximum Kayak Paddling Force. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2018, **61**(1), 15-27 [cit. 2023-01-23]. ISSN 1899-7562. Dostupné z: doi:10.1515/hukin-2017-0127
44. NAG, Pranab K., Heer VYAS, Anjali NAG a Swati PAL. Postural Stability of Sitting Women. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* [online]. 2015, **19**(4), 583-595 [cit. 2023-01-23]. ISSN 1080-3548. Dostupné z: doi:10.1080/10803548.2013.11077022
45. DUTT-MAZUMDER, Aviroop, Seymon M. SLOBOUNOV, John Henry CHALLIS, Karl Maxim NEWELL a John Leicester WILLIAMS. Postural Stability Margins as a Function of Support Surface Slopes. *PLOS ONE* [online]. 2016, **11**(10) [cit. 2023-01-24]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0164913
46. SZCZYGIEŁ, Elżbieta, Jędrzej BLAUT, Katarzyna ZIELONKA-PYCKA, Krzysztof TOMASZEWSKI, Joanna GOLEC, Dorota CZECHOWSKA, Agata MASŁOŃ a Edward GOLEC. The Impact of Deep Muscle Training on the Quality of Posture and Breathing. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2018, **50**(2), 219-227 [cit. 2023-01-24]. ISSN 0022-2895. Dostupné z: doi:10.1080/00222895.2017.1327413
47. GUAN, Hualin, Xiaodong YANG, Wanrong SUN, et al. Posture-Specific Breathing Detection. *Sensors* [online]. 2018, **18**(12) [cit. 2023-01-24]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s18124443
48. HODGES, P.W., R. SAPSFORD a L.H.M. PENGEL. Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles. *Neurourology and Urodynamics* [online].

- 2007, **26**(3), 362-371 [cit. 2023-01-24]. ISSN 07332467. Dostupné z: doi:10.1002/nau.20232
49. SIEDLECKI, P., T. D. IVANOVA, J. K. SHOEMAKER a S. J. GARLAND. The effects of slow breathing on postural muscles during standing perturbations in young adults. *Experimental Brain Research* [online]. 2022, **240**(10), 2623-2631 [cit. 2023-03-24]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-022-06437-0
50. SEIDI, Foad, Mohammad BAYATTORK, Hooman MINOONEJAD, Lars Louis ANDERSEN a Phil PAGE. Comprehensive corrective exercise program improves alignment, muscle activation and movement pattern of men with upper crossed syndrome: randomized controlled trial. *Scientific Reports* [online]. 2020, **10**(1) [cit. 2023-01-26]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-020-77571-4
51. BAE, Won-Sik, Hyun-Ok LEE, Jae-Wook SHIN a Keon-Cheol LEE. The effect of middle and lower trapezius strength exercises and levator scapulae and upper trapezius stretching exercises in upper crossed syndrome. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2016, **28**(5), 1636-1639 [cit. 2023-01-26]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.28.1636
52. BAYATTORK, Mohammad, Foad SEIDI, Hooman MINOONEJAD, Lars Louis ANDERSEN a Phil PAGE. The effectiveness of a comprehensive corrective exercises program and subsequent detraining on alignment, muscle activation, and movement pattern in men with upper crossed syndrome: protocol for a parallel-group randomized controlled trial. *Trials* [online]. 2020, **21**(1) [cit. 2023-01-26]. ISSN 1745-6215. Dostupné z: doi:10.1186/s13063-020-4159-9
53. BARULIN, A.E., O.V. KURUSHINA a B.M. KALINCHENKO. Efficiency of the application of miorelaxants in lower cross myofascial syndrome. *Zhurnal neurologii i psikiatrii im. S.S. Korsakova* [online]. 2021, **121**(9) [cit. 2023-03-04]. ISSN 1997-7298. Dostupné z: doi:10.17116/jnevro202112109138

54. KORAKAKIS, Vasileios, Kieran O'SULLIVAN, Peter B. O'SULLIVAN, et al. Physiotherapist perceptions of optimal sitting and standing posture. *Musculoskeletal Science and Practice* [online]. 2019, **39**, 24-31 [cit. 2023-03-04]. ISSN 24687812. Dostupné z: doi:10.1016/j.msksp.2018.11.004
55. TOPRAK ÇELENAY, Şeyda a Derya ÖZER KAYA. An 8-week thoracic spine stabilization exercise program improves postural back pain, spine alignment, postural sway, and core endurance in university students: a randomized controlled study. *TURKISH JOURNAL OF MEDICAL SCIENCES* [online]. 2017, **47**, 504-513 [cit. 2023-03-12]. ISSN 13000144. Dostupné z: doi:10.3906/sag-1511-155
56. DOWNS, Stephen. The Berg Balance Scale. *Journal of Physiotherapy* [online]. 2015, **61**(1) [cit. 2023-03-17]. ISSN 18369553. Dostupné z: doi:10.1016/j.jphys.2014.10.002
57. SHIRATORI, Takako a Mark LATASH. The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2000, **111**(4), 613-623 [cit. 2023-03-18]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/S1388-2457(99)00300-4
58. KANEKAR, Neeta a Alexander S. ARUIN. Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: Effect of a single training session. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2015, **25**(2), 400-405 [cit. 2023-03-30]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2014.11.002
59. MAKI, Brian E a William E MCILROY. The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The "Change-in-Support" Strategy. *Physical Therapy* [online]. 1997, **77**(5), 488-507 [cit. 2023-03-30]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/77.5.488

60. ALEXANDROV, AV., AA. FROLOV, FB. HORAK, P. CARLSON-KUHTA a S. PARK. Feedback equilibrium control during human standing. *Biological Cybernetics* [online]. 2005, **93**(5), 309-322 [cit. 2023-03-31]. ISSN 0340-1200. Dostupné z: doi:10.1007/s00422-005-0004-1
61. CARINI F, MAZZOLA M, FICI C, PALMERI S, MESSINA M, DAMIANI P, TOMASSELO G. Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: overview and current state of art. *Acta Biomed.* 2017 Apr 28;**88**(1):11-16. doi: 10.23750/abm.v88i1.5309. PMID: 28467328; PMCID: PMC6166197
62. DOINE, Renon a Takanori SAKAMAKI. Human Standing Posture Motion Evaluation by the Visual Simulation of Multi-Directional Sea-Waves. *Sensors* [online]. 2022, **22**(15) [cit. 2023-03-31]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s22155884
63. MASSION, Jean, Alexei ALEXANDROV a Alexander FROLOV. Why and how are posture and movement coordinated?. In: *Brain Mechanisms for the Integration of Posture and Movement* [online]. Elsevier, 2004, 2004, s. 13-27 [cit. 2023-03-31]. Progress in Brain Research. ISBN 9780444513892. Dostupné z: doi:10.1016/S0079-6123(03)43002-1
64. HODGES, P. W., V. S. GURFINKEL, S. BRUMAGNE, T. C. SMITH a P. C. CORDO. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Experimental Brain Research* [online]. 2002, **144**(3), 293-302 [cit. 2023-03-31]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-002-1040-x
65. TSAO, H., M. P. GALEA a P. W. HODGES. Reorganization of the motor cortex is associated with postural control deficits in recurrent low back pain. *Brain* [online]. 2008, **131**(8), 2161-2171 [cit. 2023-03-31]. ISSN 1460-2156. Dostupné z: doi:10.1093/brain/awn154

66. HODGES, Paul W. a Carolyn A. RICHARDSON. Inefficient Muscular Stabilization of the Lumbar Spine Associated With Low Back Pain. *Spine* [online]. 1996, **21**(22), 2640-2650 [cit. 2023-03-31]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi:10.1097/00007632-199611150-00014
67. HWANG, Jin Ah, Sea Hyun BAE, Gi DO KIM a Kyung Yoon KIM. The Effects of Sensorimotor Training on Anticipatory Postural Adjustment of the Trunk in Chronic Low Back Pain Patients. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2013, **25**(9), 1189-1192 [cit. 2023-03-31]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.25.1189
68. BHARDWAJ, Siddharth, Vikram NEGI a Vineet VASHISTA. Vibratory cue training elicits anticipatory postural responses to an external perturbation. *Experimental Brain Research*[online]. 2022, **240**(4), 1105-1116 [cit. 2023-03-31]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-022-06313-x

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 FRS ISM certifikace (zdroj: vlastní).....	110
Příloha 2 FRA certifikace (zdroj: vlastní).....	110
Příloha 3 FRC certifikace (Zdroj: Vlastní).....	111
Příloha 4 FR certifikace (Zdroj: Vlastní)	111
Příloha 5 Reverse Hyper, konečná pozice v extenzi páteře (zdroj: vlastní).....	112
Příloha 6 Reverse Hyper, konečná pozice ve flexi páteře (zdroj: vlastní)	112
Příloha 7 Přístroj Delphin a způsob zaháknutí a měření gumy	113
Příloha 8 Vysvětlení tréninkových pojmů FRS.....	113
Příloha 9 Vysvětlení tréninkových pojmů DNS.....	113
Příloha 10 Informovaný souhlas probanda.....	117

PŘÍLOHY

FUNCTIONAL ANATOMY
SEMINARS



Dr. Andreo A. Spina, founder of Functional Anatomy Seminars in Toronto, Canada, confers upon

Michal Bazgier

who has successfully completed the Functional Range Systems Internal Strength Model certification and has demonstrated the proficiency required to obtain the title of:

Certified Functional Range Strength Coach (FRSC)

and grants all the honours, rights and privileges that appertain to this certification.



October 04, 2022

Certification Date

Andreo A. Spina, Chairman
B. Kin, DC, FRCCSS(C), FR, FRCms

Příloha 1 FRS ISM certifikace (zdroj: vlastní)

FUNCTIONAL ANATOMY
SEMINARS



Dr. Andreo A. Spina, founder of Functional Anatomy Seminars in Toronto, Canada, confers upon

Michal Bazgier

who has successfully completed the Functional Range Assessment Certification Program and has demonstrated the proficiency required to obtain the title of:

Certified Functional Range Assessment Specialist

and grants all the honours, rights and privileges that appertain to this certification.



April 03, 2022

Certification Date

Andreo A. Spina, Chairman
B. Kin, DC, FRCCSS(C), FR, FRCms

Příloha 2 FRA certifikace (zdroj: vlastní)

FUNCTIONAL ANATOMY
SEMINARS



Dr. Andreo A. Spina, founder of Functional Anatomy Seminars in Toronto, Canada, confers upon

Michal Bazgier

who has successfully completed the Functional Range Conditioning Certification Program and has demonstrated the proficiency required to obtain the title of:

Certified FRC® Mobility Specialist (FRCms)

and grants all the honours, rights and privileges that appertain to this certification.



June 20, 2021

Certification Date

Andreo A. Spina, Chairman
B. Kin, DC, FRCCSS(C), FR, FRCms

Příloha 3 FRC certifikace (Zdroj: Vlastní)

FUNCTIONAL ANATOMY
SEMINARS



Dr. Andreo A. Spina, founder of Functional Anatomy Seminars in Toronto, Canada, confers upon

Michal Bazgier

who has successfully completed the Functional Range Release Technique Soft Tissue Management System program and has demonstrated the proficiency required to obtain the title of:

CERTIFIED FR® UPPER LIMB PROVIDER

and grants all the honours, rights and privileges that appertain to this certification.



Mar 05, 2023

Certification Date

Andreo A. Spina, Chairman
B. Kin, DC, FRCCSS(C), FR, FRCms

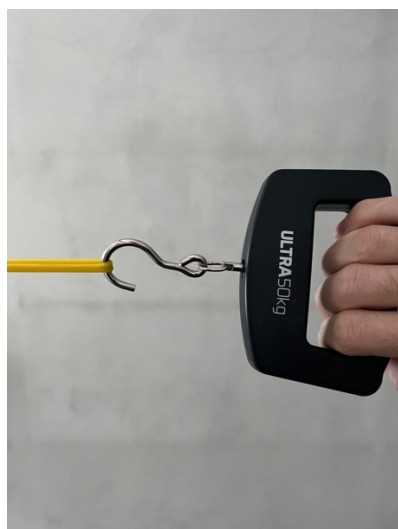
Příloha 4 FR certifikace (Zdroj: Vlastní)



Příloha 5 Reverse Hyper, konečná pozice v extenzi páteře (zdroj: vlastní)



Příloha 6 Reverse Hyper, konečná pozice ve flexi páteře (zdroj: vlastní)



Příloha 7 Přístroj Delphin a způsob zaháknutí a měření gumy

Trénink FRS - Skupina o 2 probandech - 2x/t - 60-70 minut					
POŘADÍ	RPE	POZNÁMKY	CVIK	SÉRIE	OPAKOVÁNÍ
1	RPE 5		Celá tělo - Kontrolované kloubní rotace - nízká intenzita @10-40% úsilí	Série: 1	Opakování: 3-5
2	RPE 7		m. multifidus	Série: 1	Opakování: 8-12
3	RPE 8		Pátel bederní část flexe a extenze - Kontrolované kloubní rotace - střední intenzita @40-80% úsilí	Série: 1	Čas: 1:30 min a více
4	RPE 8		Pátel hrudní část flexe a extenze - Kontrolované kloubní rotace - střední intenzita @40-80% úsilí	Série: 1	Čas: 1:30 min a více
5	RPE 8-9		Pátel flexe a extenze - Kontrolované kloubní rotace - střední intenzita @40-80% úsilí	Série: 1	Čas: 1:30 min a více
6	RPE 10		Standing ab curls w band	Série: 1	Opakování: do SELHÁNÍ - 1 min + (nejlépe 1:30 min +)
7	RPE 10		Pátel flexe a extenze - Kontrolované kloubní rotace - vysoká intenzita @80-100% úsilí	Série: 1	Opakování: do SELHÁNÍ - 1 min + (nejlépe 1:30 min +)
8	RPE 8-9		Pátel rotace - Kontrolované kloubní rotace - střední intenzita @40-80% úsilí	Série: 1	Čas: 1:30 min a více
9	RPE 8-9		Stř the pot	Série: 1	Opakování: 1 min + (nejlépe 1:30 min +)
10	RPE 10		Reverse Hyper	Série: 1	Opakování: 1 min + (nejlépe 1:30 min +)
11	RPE 8-9		Reverse Hyper	Série: 1	Opakování: 32 - 60 sekund (nejlépe 30 - 40 sekund)
12	RPE 10		Reverse Hyper	Série: 1	Opakování: do SELHÁNÍ - 1 min + (nejlépe 1:30 min +)

Příloha 8 Vysvětlení tréninkových pojmů FRS

DNS TRÉNINK - Supina o 2 probandech - 3x/t - 60-70 minut					
POŘADÍ	RPE	POZNÁMKY	CVIK	SÉRIE	OPAKOVÁNÍ
1	RPE 5		Hluboké dýchání	Série: 1	Čas: 2:30 min a více
2	RPE 7		poloze mrtvého brouka	Série: 5	Čas: 12-24 sekund
3	RPE 8		poloze mrtvého brouka s pohybem HK	Série: 3	Opakování: 8-12
4	RPE 8		poloze mrtvého brouka s pohybem DK	Série: 3	Opakování: 8-12
5	RPE 8		poloze mrtvého brouka se souhybem HK a DK křížem s velkým míčem	Série: 3	Opakování: 8-12
6	RPE 8		poloze mrtvého brouka se souhybem HK a DK stejnostranně s velkým míčem	Série: 3	Opakování: 8-12
7	RPE 8		poloze mrtvého brouka přetáčení na jednu a druhou stranu	Série: 3	Opakování: 8-12
8	RPE 7		dynamický klak	Série: 3	Opakování: 8-12
9	RPE 8		Poloha na čtyřech se zvednutím kolien od podložky	Série: 3	Opakování: 8-12
10	RPE 8-9		Medvěď	Série: 3	Opakování: 8-12
11	RPE 9		Chůze po čtyřech se zvednutými koleny dopředu	Série: 5	Opakování: 3 metry
12	RPE 9		Chůze po čtyřech se zvednutými koleny dozadu	Série: 5	Opakování: 3 metry
13	RPE 9		Chůze po čtyřech se zvednutými koleny do strany	Série: 5	Opakování: 1,5 metru

Příloha 9 Vysvětlení tréninkových pojmů DNS

RPE

Určení namáhavosti jednotlivých cviků. Systém RPE uvádí rozsah náročnosti cviku od 1 do 10. Hodnota 10 je udávána jako nejvíce náročná a znamená, že cvičenec není schopný provést ani jedno opakování navíc.

Do selhání

Opakování prováděné do doby, kdy trénovaný anatomický segment nedokáže vykonat další pohyb potřebný k provedení cviku.

Opakování v jednotkách času (1 min, 1:30 min +)

Systém FRS pracuje převážně s časem, kdy je určitý anatomický segment pod napětím. Pokud se jedná o dobu od 12 do 24 sekund, cílem cviku je síla. Doba 24 až 60 sekund je přiřazena hypertrofii rychlých svalových vláken, zatímco nad 60 sekund je cílem hypertrofie pomalých svalových vláken.

@10-40% úsilí, @40-80% úsilí, @80-100% úsilí

Určení úsilí cvičence vynaložené na daném cviku z maximálního svého úsilí uváděné jako 100%.

FRS Systém – vysvětlení tréninku

Kontrolované kloubní rotace

Pohyby vytvořené specificky pro každý kloub, aby zahrnuly všechny pohyby daného kloubu v co největším rozsahu bez kompenzace pohybu jiných segmentů. Kontrolované kloubní rotace se dají provádět po operacích, před tréninkem, po tréninku nebo v rámci tréninku jako hlavní cvik. Provádějí se bez bolesti, která se obchází.

m. multifidus

Cvik nazvaný podle svalu, na který působíme. Jedná se o stimul ze systému FRS, který působí na architekturu pojivové tkáně. Cílem prováděného cviku je zacílit na hluboké tkáně a naučit cvičence zapojovat hlubší vrstvy správně bez kompenzace povrchových svalových struktur.

Standing ab curl w band

Cvik na přímé a šikmé břišní svaly provádějí se ve stoje. Cvičenec chytne odporovou gumu připevněnou na konstrukci nad ním. Pohyb vychází pouze ve flexi v páteři bez pohybu kyčelních, ramenních, loketních a kolenních kloubů.

Stir the pot

Cvik na „střed těla“, kdy cvičenec zaujme pozici „prkno“ s modifikací předloktí na velkém gymnastickém míči. V této pozici se snaží pohybovat lokty krouživými pohyby do jedné a druhé strany při snaze držet tělo v rovině.

Reverse Hyper

Stroj popsany v teoretické části bakalářské práce v kapitole 12.2.

DNS systém – vysvětlení tréninku

Pozice mrtvého brouka

Cvičenec leží na zádech na pevném povrchu, HK jsou v 90 stupních v ramenním kloubu, lokty napnuté. Dolní končetiny jsou v 90 stupních v kyčelních a kolenních kloubech. Cvičenec se snaží držet neutrální páteř a dostatečný intraabdominální tlak v této pozici.

Pozice mrtvého brouka s pohybem HK

Cvičenec vychází z pozice mrtvého brouka, při které pohybuje horníma končetinami do větší flexe v ramenních kloubu, než je 90 stupňů v základní pozici mrtvého brouka. Při pohybu do větší flexe a opětovného navrácení do původní pozice se snaží cvičenec držet neutrální pozici páteře a stálý intraabdominální tlak.

Pozice mrtvého brouka s pohybem DK

Cvičenec vychází z pozice mrtvého brouka, při které pohybuje dolními končetinami do menší flexe v kyčelních a kolenních kloubech. Při prováděném pohybu se snaží držet neutrální páteř a stálý intraabdominální tlak.

Pozice mrtvého brouka se souhybem HK a DK křížem s velkým míčem

Cvičenec vychází z pozice mrtvého brouka s modifikací držení velkého gymnastického míče mezi HK a DK. Pohyb probíhá spojením HK a protilehlé DK. Horní končetina jde do větší flexe v ramenním kloubu, zatímco DK jde do menší flexe v kyčelním a kolenním kloubu. Při prováděném pohybu se snaží cvičenec držet neutrální pozici páteře a stálý intraabdominální tlak.

Pozice mrtvého brouka se souhybem HK a DK stejnostranně s velkým míčem

Cvičenec provádí stejný cvik jako u pozice mrtvého brouka se souhybem HK a DK křížem s velkým míčem, jen pohyb HK a DK je na stejné straně.

Pozice mrtvého brouka přetáčení na jednu a druhou stranu

Cvik vycházející z pozice mrtvého brouka, při kterém se dotýčný „kolébá“ z jedné strany na druhou snažící se udržet stálý intraabdominální tlak a neutrální pozici páteře.

Dynamický klek

Výchozí poloha dynamického kleku je na čtyřech. Cvičenec zaujímá neutrální páteř, flexi v ramenních, kyčelních a kolenních kloubech 90 stupňů. Lokty jsou napnuté. Pohyb spočívá s přenášením váhy na HK a DK při snaze o udržení neutrální pozici páteře a stálého intraabdominálního tlaku.

Poloha na čtyřech se zvednutím kolen od podložky

Pozice vycházející z výchozí pozice dynamického kleku. Cvičenec se v poloze na čtyřech snaží odlehčit kolena od země. Hlavním cílem je udržení rovné pánve, neutrální páteře, stálého intraabdominálního tlaku a stabilizace lopatek.

Medvěd

Cvičenec začíná v pozici na čtyřech. Začátek pohybu je podobný zvednutím kolen od podložky, cvičenec ale dále pokračuje s koleny vzdalujícími se od země do polohy, kdy se dostane pánev nad úroveň ramen. Cílem pohybu je udržení neutrální pozice páteře, dobrá stabilizace lopatek a udržení rovné pánve.

Chůze po čtyřech se zvednutými koleny dopředu

Startovací pozice je stejná jako poloha na čtyřech se zvednutím kolen od podložky. Cvičenec se s koleny nad podložkou snaží po čtyřech ujit určitou vzdálenost směrem vpřed. Snaha je o udržení rovné pánve, neutrální pozice páteře a dobrou stabilizace lopatek.

Chůze po čtyřech se zvednutými koleny dozadu

Startovací pozice je stejná jako poloha na čtyřech se zvednutím kolen od podložky. Cvičenec se s koleny nad podložkou snaží po čtyřech ujít určitou vzdálenost směrem vzad. Snaha je o udržení rovné pánve, neutrální pozice páteře a dobrou stabilizace lopatek.

Chůze po čtyřech se zvednutými koleny do strany

Startovací pozice je stejná jako poloha na čtyřech se zvednutím kolen od podložky. Cvičenec se s koleny nad podložkou snaží po čtyřech ujít určitou vzdálenost směrem do strany. Snaha je o udržení rovné pánve, neutrální pozice páteře a dobrou stabilizace lopatek.

Informovaný souhlas probanda

Já.....

- 1) Souhlasím s účastí v bakalářské práci s názvem "Trénink anticipatorního posturálního nastavení a jeho vliv na posturální stabilitu u zdravých jedinců"
- 2) Souhlasím s pořizováním fotodokumentace v průběhu spolupráce na bakalářské práce
- 3) Rozumím, že je účast na bakalářské práci dobrovolná a mohu kdykoliv odejít
- 4) Rozumím, že veškeré informace týkající se bakalářské práce budou zpracovány anonymně

Svým podpisem níže souhlasím se všemi uvedenými informacemi a dobrovolně se účastním spolupráce na bakalářské práci s názvem "Trénink anticipatorního posturálního nastavení a jeho vliv na posturální stabilitu u zdravých jedinců". Potvrzuji, že jsem měl možnost se zeptat na všechny potřebné informace v rámci bakalářské práce. Všechny potřebné informace mi byly poskytnuty.

Jméno a příjmení probanda.....

Podpis.....

Příloha 10 Informovaný souhlas probanda