

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2022

Kateřina Hejpetrová

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Fyzioterapie B0915P360008

Kateřina Hejpetrová

**MOŽNOSTI VYUŽITÍ ULTRAZVUKOVÝCH
ZOBRAZOVACÍCH METOD VE FYZIOTERAPII**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Petra Poková

PLZEŇ 2022

Prohlášení

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

V Plzni dne 31. 3. 2022

.....

vlastnoruční podpis

Abstrakt

Příjmení a jméno: Kateřina Hejpetrová

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Možnosti využití ultrazvukových zobrazovacích metod ve fyzioterapii

Vedoucí práce: Mgr. Petra Poková

Počet stran – číslované: 49

Počet stran – nečíslované: 23

Počet příloh: 2

Počet titulů použité literatury: 49

Klíčová slova: diagnostický ultrazvuk, ultrasonografie, sonografie, pánevní dno, transabdominální ultrazvuk

Souhrn:

Cíl: Cílem bylo porovnat přes vizualizaci transabdominálním ultrazvukem efektivitu aktivace svalů pánevního dna při izolovaném zapojení pánevního dna, skrz musculus transversus abdominis zapojeném samostatně či v kombinaci obou zmíněných.

Metodika: Byla provedena jako kvantitativní výzkum. Zkoumaným souborem bylo 30 studentek v průměrném věku 22,4 let (mezi 21-27 lety). Transabdominální ultrazvuk o 3,5 MHz byl aplikován suprapubikálně ve střední linii, nakloněn ve 30-45° sklonu vzhledem k povrchu těla v závislosti na anatomických nerovnostech a množství podkožního tuku. Probandkami byly provedeny kontrakce svalů v pořadí: svaly pánevního dna, m. transversus abdominis a svaly pánevního dna zároveň s m. transversus abdominis. Diagnostika proběhla ve třech polohách – leh, sed, stoj (v tomto pořadí). Bylo provedeno dotazníkové šetření na platformě Survio k identifikaci symptomů, příčin a preventivních faktorů dysfunkce pánevního dna a odběru anamnestických údajů.

Výsledky: Nejideálnější polohou pro testování ultrazvukem byla poloha ve stoji. Aktivace svalů PD byla nejvyšší při aktivaci samotného PD. Čím vyšší byla frekvence aktivity, tím vyšší byly naměřené hodnoty. U subjektů užívajících antikoncepci byly hodnoty vyšší než u subjektů antikoncepci neužívajících. Subjekty trpící dysmenoreou a dyspareunií měly nižší hodnoty liftu, než subjekty problém negující.

Abstract

Surname and name: Kateřina Hejpetrová

Department: Department of rehabilitation disciplines

Title of thesis: Possibilities for usage of ultrasound screening methods in physiotherapy

Consultant: Mgr. Petra Poková

Number of pages – numbered: 49

Number of pages – unnumbered: 23

Number of appendices: 2

Number of literature items used: 49

Keywords: diagnostic ultrasound, ultrasonography, sonography, pelvic floor, transabdominal ultrasound

Summary:

Aims: The aim was to compare the effectivity of activation of pelvic floor muscles when pelvic floor muscles are contracted, musculus transversus abdominis is and both of them are in co-contraction via transabdominal ultrasound.

Methods: It was a quantitative study. 30 female students, mean age 22,4 years (21-27 years), were A 3,5 MHz transabdominal ultrasound was applied suprapubically in centred position at 30-45 degrees from the vertical depending on anatomical variations and subcutaneous fat. Subjects performed contractions in order: contraction of pelvic floor muscles, musculus transversus abdominis and pelvic floor muscles + musculus transversus abdominis. Subjects were also tested in three positions – supine, sitting and standing (in this order). A survey to identify symptoms, causes and factors of prevention of pelvic floor dysfunction and for anamnestic data collection was administered on Survio.

Results: The most ideal position for ultrasound diagnostics was standing position. Activity of pelvic floor muscles was the highest when contracted via pelvic floor muscles

alone. The higher the frequency of physical activity was, the higher were the measured displacement. Subjects using contraceptives reported higher displacement than non-users. Subjects stating dysmenorea or dyspareunia reported lower displacement than those who denied such problems.

Předmluva

Bakalářská práce má za cíl přiblížit koncept diagnostického ultrazvuku, který se na poli fyzioterapie v České republice nevyužívá tak hojně, jako je tomu v jiných zemích.

Pro zpracování práce jsem využívala internetové i literární zdroje, a to jak české, tak zahraniční. Vyšetření bylo provedené ultrazvukem a dotazníkovou metodou a data zpracována kvantitativní formou.

Ultrazvuk je hojně užíván v roli terapeutické, takže diagnostická forma pro zpracování byla zajímavější z důvodu nedostatečné informovanosti a zřídka se vyskytujících možností setkat se s ultrazvukovou diagnostikou v praxi.

Poděkování

Děkuji Mgr. Petře Pokové za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů. Dále děkuji Mgr. Ritě Firýtové za odborné rady a zapůjčení ultrazvukového přístroje. Také děkuji probandům za ochotu spolupracovat na výzkumu.

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	12
SEZNAM TABULEK	13
SEZNAM ZKRATEK	14
ÚVOD.....	15
1 HISTORIE ULTRAZVUKU	16
1.1 Historie ultrazvuku v lékařství.....	17
1.2 Historie ultrazvuku v československém lékařství.....	18
2 FYZIKÁLNÍ VLASTNOSTI	20
2.1 Mechanické vlnění	20
2.1.1 Frekvence.....	22
2.1.2 Vlnová délka.....	22
2.1.3 Rychlost šíření ultrazvukového vlnění	22
2.1.4 Intenzita	23
2.2 Fyzikální jevy	24
2.2.1 Interference	24
2.2.2 Odraz a lom	25
2.2.3 Rozptyl	26
2.2.4 Dopplerův jev	26
2.2.5 Absorpce, polohloubka, hloubka průniku.....	27
3 GENERACE VLNĚNÍ	29
3.1 Piezoelektrický efekt.....	29
3.2 Piezoelektrické měniče	30
4 TYPY ZOBRAZENÍ	32
4.1 A-mode	32
4.2 B-mode.....	33
4.3 M-mode.....	33
4.4 Dopplerovské zobrazení	34
5 DIAGNOSTIKA.....	35
5.1 Vyšetření šlach.....	35
5.2 Vyšetření kostí	36
5.3 Vyšetření nervů.....	36
5.4 Vyšetření svalů	36
5.5 Vyšetření kloubů.....	37
5.6 Vyšetření cév	37
6 HORNÍ KONČETINA	38

7 DOLNÍ KONČETINA.....	39
PRAKTICKÁ ČÁST	41
8 CÍL A ÚKOLY PRÁCE	41
8.1 Hlavní cíl.....	41
8.2 Dílčí cíle.....	41
8.3 Výzkumné otázky	41
8.4 Hypotézy	42
9 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU	43
10 METODIKA PRÁCE	44
10.1 Ultrazvukové měření	44
10.2 Dotazníkové šetření.....	46
10.3 Zpracování dat.....	46
11 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ	47
11.1 Výsledky k výzkumné otázce 1	47
11.2 Výsledky k výzkumné otázce číslo 2	49
11.3 Výsledky k výzkumné otázce číslo 3	50
11.4 Výsledky k výzkumné otázce číslo 4	53
11.5 Výsledky k hypotéze 1	54
11.6 Výsledky k hypotéze 2	55
11.7 Výsledky k hypotéze 3	56
DISKUZE	58
11.8 Limity studie	62
ZÁVĚR.....	63
SEZNAM LITERATURY	64
SEZNAM PŘÍLOH	69
PŘÍLOHY	70
Příloha A – Informovaný souhlas.....	70
Příloha B – Dotazník	71

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Vznik postupného vlnění příčného a podélného	20
Obrázek 2 Schéma kmitu tělesa na pružině	21
Obrázek 3 Vyobrazení paprsku dle vzdálenosti od zdroje	24
Obrázek 4 Odraz a lom vlnění	26
Obrázek 5 Schéma longitudinálního (vlevo) a transverzálního přímého piezoelektrického jevu v křemíku	30
Obrázek 6 A-zobrazení rohovky	33
Obrázek 7 Schéma posloupnosti UZ vyšetření	45
Obrázek 8 Procentuální znázornění distancí liftů PD vleže	48
Obrázek 9 Procentuální znázornění distancí liftů v sedě	50
Obrázek 10 Procentuální znázornění distancí liftů ve stoji	52
Obrázek 11 Frekvence sportovní aktivity souboru (n=30)	53
Obrázek 12 Grafické znázornění souboru (n=30)	56
Obrázek 14 Grafické vyjádření uživatelé antikoncepce	57

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Rozdělení tkání z hlediska intenzity absorpce ultrazvuku (podle Picana)	27
Tabulka 2 Základní charakteristika souboru	43
Tabulka 3 Popisná statistika souboru (n=30)	47
Tabulka 4 Popisná statistika souboru (n=30)	49
Tabulka 5 Popisná statistika souboru (n=30)	51
Tabulka 6 Popisná statistika souboru (n=30)	54
Tabulka 7 Popisná statistika souboru (n=30)	55
Tabulka 8 Popisná statistika souboru (n=30)	56
Tabulka 9 Popisná statistika souboru	57

SEZNAM ZKRATEK

3D.....	Trojdimenzionální, trojrozměrný
4D.....	Čtyřdimenzionální, čtyřrozměrný
aa.....	Arteria
ASDIC	Anti Submarine Detection and Investigation Committee
CT	Computed Tomography
Hz.....	Hertz
kHz.....	Kilohertz
LBP	Low back pain
m.	Musculus
MHz	Megahertz
MM	Močový měchýř
PD	Pánevní dno
PZT	Krystal PbZrTi
TrA.....	Transverzus abdominis
Tzv.	Tak zvaný
SIDUO II.....	Societas Internationalis de Diagnostica Ultrasonica in Ophthalmologia
SONAR.....	Sound Navigation and Ranging

ÚVOD

Ultrazvuková diagnostika je hojně využívána v lékařské praxi, avšak fyzioterapeut kompetence během studia k obsluze zobrazovacích přístrojů na rozdíl od jiných lékařských i nelékařských oborů nenabývá. Často je proto závislý na úsudku a diagnostice provedené lékařem.

K potvrzení pracovních hypotéz fyzioterapeut využívá dostupné klinické metody ve formě různých testů, aspekčního vyšetření, palpačního vyšetření a dalších. Objektivních metod, které nejsou závislé na subjektivním úsudku fyzioterapeuta, není mnoho.

V oblasti fyzioterapie je pole působnosti ultrazvukových zobrazovacích metod zatím velice omezené. Přístrojová ultrazvuková diagnostika není běžným vybavením rehabilitačních ambulancí, stejně tak jako není běžné, že k jejich obsluze jsou fyzioterapeuti kvalifikováni.

Rozšířeným konceptem v nynější době je role ultrazvuku jako metody biofeedbacku a diagnostiky pánevního dna, kterou se v empirické části bakalářské práce zabývám. Zkoumám především souvislost vzdálenosti výchozí pozice pánevního dna v závislosti na variantě zapojení svalů a na poloze.

Teoretická část shrnuje dosavadní poznatky popisující vlastnosti diagnostického ultrazvuku a také jejich využití v klinické praxi.

Téma bylo zvolené na základě faktu, že ultrazvuková terapie je jednou z nejčastěji užívaných metod ve fyzikální terapii. Potenciál ultrazvukových zobrazovacích metod však doposud není dostatečně naplněn, ačkoliv je pravděpodobné, že ozřejmění anatomických struktur jak terapeutem, tak pacientem by mohlo mít kladný vliv na zacílení a zkrácení doby rehabilitace.

1 HISTORIE ULTRAZVUKU

První zmínka o ultrazvukovém vlnění se datuje až do 18. století, kdy jej popsal italský biolog Lazzaro Spallanzani. Při pozorování netopýrů při letu se zavázanýma očima a rozdílném testování, kdy netopýři měli zavázaná ústa, zjistil, že ve druhém případě netopýři narážejí do překážek, zatímco se zakrytýma očima ne. (Kane, a další, 2004; Čech, a další, 1982)

Byla z toho vyvozena myšlenka, že jejich orientace v prostoru se zrakovými vjemy, nýbrž s odrazem sluchem nezaregistrovatelných zvukových vibrací, které se od překážek odrážejí. Na tuto tematiku pak bylo stejnojmenným autorem zpracováno dílo *Opuscoli di fisica* a o čtvrt tisíciletí později jeho domněnku potvrdili zoologové z Harvardu Robert Galambos a Donald R. Griffin, když použili sonický detektor a naměřili ultrazvukové vlny vydávané netopýří. (Čech, a další, 1982; Beneš, a další, 2015; Kane, a další, 2004)

Prvními podložitelnými objevy v oblasti ultrazvuku byly objev magnetokonstrikce v roce 1847 Joulem, jež umožňovala generaci ultrazvuku ve frekvenci 200 kHz, a Galtonova konstrukce speciální píšťalky vydávající zvuk o frekvenci 40 kHz, jež lidské ucho nezachytí. Mezi první díla pak patří dvoudílná kniha *The Theory of Sound* shrnující teoretické základy akustiky a ultraakustiky fyzika Reyleigh. (Čech, a další, 1982)

Od objevení piezoelektrického jevu bratry Jacques a Pierre Currie, který umožňoval šíření ultrazvukových vln o vyšších frekvencích, se rozvoj na poli ultrazvuku zastavil na teoretické úrovni a doménou objevů v oblasti lékařských zobrazovacích metod se na dlouhou dobu stalo rentgenové záření, později oceněné Nobelovou cenou. (Čech, a další, 1982; Dietrich, a další, 2008)

Rentgenového záření bylo totiž oproti ultrazvuku, který byl dlouho zkoumán v technickém prostředí, nejdříve užito v praxi lékařské. Jeho aplikace byla v lékařské diagnostice přímočařejší, jeho šíření tkáněmi jednodušší a výsledkem takového vyšetření byl fotografický film. Naproti tomu princip prostupu ultrazvukového vlnění lidskou tkání je komplexnější a zahrnuje složité biofyzikální jevy, které vyžadují moderní elektronická zařízení. (Čech, a další, 1982)

Velký posun nastal až na začátku 20. století po katastrofálním nárazu lodě Titanic do ledovce, na jehož základě bylo v lodní dopravě patentováno ultrazvukové bezpečnostní zařízení. Podobnou technikou pak Anglie a Francie v průběhu první světové války detekovaly pod vodní hladinou miny a ponorky. Zařízení neslo název ASDIC (Anti

Submarine Detection and Investigation Committee). (Čech, a další, 1982; Kane, a další, 2004)

Jeho zdokonalenou verzí pak byl systém SONAR (Sound Navigation and Ranging) používaný za stejným účelem ve druhé světové válce, který byl ale zároveň i inspirací pozdějšímu vynálezu echolotu a dalších námořních zařízení. (Čech, a další, 1982)

Pole působnosti ultrazvuku se pak dále během 20. století rozšiřovalo do dalších technických odvětví, jako například do průmyslové defektoskopie. Doted' se, mimo jiné, užívá k čištění a obrábění některý materiálů a svařování. (Čech, a další, 1982; Kane, a další, 2004)

1.1 Historie ultrazvuku v lékařství

Mezi první a druhou světovou válkou se pozornost obrátila na ultrazvuk v lékařství, díky výzkumné práci o kavitačních účincích ultrazvuku na protozoa a erytrocyty Harveye a Johnsona. Výzkumu předcházelo zjištění, že ultrazukové vlnění má negativní až destruktivní účinky na buňku, načež přišli Wood a Loomis, když zpozorovali smrtící účinky detekčního přístroje na ryby a zaznamenali nepříjemné vjemy při ponoření rukou do vody ve směru vlnění. (Čech, a další, 1982)

Medicínský ultrazvuk se dalších téměř 20 let rozvíjel a uplatňoval v konzervativní terapii, přičemž v popředí terapeutického ultrazvuku stál R. Pohlmann. (Čech, a další, 1982)

Naopak diagnostika pomocí ultrazukového vlnění vyžadovala technicky náročnější přístroje, a tak její rozvoj trval déle. Karl Dussik roku 1942 odrazu ultrazukového paprsku využil k objasnění umístění tumorů mozku. Mimo jiné položil i základy muskuloskeletálnímu ultrazvuku, když v 50. letech ultrazvuk použil k vyšetření artikulární a periartikulární tkáně. (Čech, a další, 1982; Kane, a další, 2004; O'Neill, 2008)

Přední osobností medicínského ultrazvuku však byl profesor Ian Donald, který se po předchozích zkušenostech s ultrazukovými přístroji ze druhé světové války začal zajímat o ultrazvuk medicínský. (Čech, a další, 1982; Kane, a další, 2004; O'Neill, 2008)

V této oblasti se stal průkopníkem, když se mu ve spolupráci s kolegy podařilo aplikovat sestavený přístroj k rozlišení cystických útvarů s jinými nálezy v dutině břišní. Dále pak v roce 1960 se spolupracovníky sestavili přístroj schopný dvojdimenzionálního zobrazování a přístroj skenující automaticky. (Čech, a další, 1982; Kane, a další, 2004)

Američtí vědci, ale i japonští pracovníci a vědci z Evropy a Austrálie, přinášeli v průběhu celého 20. století nové a nové objevy, které diagnostický ultrazvuk posouvaly až

do nynější podoby. Přešli z využívání defektoskopů a zařízení signalizujících shluky ryb na diagnostiku pomocí ultrazvuku v gynekologii, neurologii i chirurgii a jiných. (Čech, a další, 1982)

V 50. letech se rovněž začala vyvíjet dopplerovská ultrazvuková technika. Velkým pokrokem bylo v roce 1974 uvedení duplexního zobrazení velkých cév a využití podobné techniky v porodnictví k pozorování srdečních ozev plodu. (Čech, a další, 1982)

Postupně začala vznikat i specializovaná centra v Sydney, Denveru, Kodani, Vídni a dalších. Všechna nová zjištění uváděná čím dál rychleji do praxe podněcovala k dalším výzkumům. Z této iniciativy se od roku 1972 konaly konference, kde se nové poznatky předávali, nebo se o nich bylo možné dozvědět více z odborných časopisů, jež v Japonsku a Velké Británii začaly vycházet už na počátku 60. let. (Čech, a další, 1982)

Roku 1972 byl prvně vyprodukován snímek kloubu v B-zobrazení, o necelou dekádu později následoval Graf s popisem diagnostiky vrozené dislokace kyčelního kloubu, L. De Flavis ultrazvuk aplikoval na ruku s revmatoidními patologiemi, Cooperberg pak navázal a diagnostikoval ultrazvukem změny synoviální výstelky při revmatu kolenního kloubu. Od druhé poloviny 80. let se diagnostický ultrazvuk začal uplatňovat i v oblasti rehabilitace a od té doby se muskuloskeletální ultrazvuk nadále vylepšuje a šíří mezi klinické obory. (O'Neill, 2008; Watson, 2008)

V 80. letech bylo do praxe uvedeno zobrazení, jehož produktem byl živý obraz zkoumané tkáně, což umožnilo urychlení a ozřejnění diagnostiky orgánů lidského těla. V přibližně stejné době se jako alternativní metody zpřístupnilo CT (Computed Tomography) vyšetření a vyšetření magnetickou rezonancí, která se společně s vyšetřením ultrazvukovým vyšetřením doplňují doteď. (Watson, 2008)

Několik nedávných objevů nám nyní umožňují zobrazení nejen ve dvoudimenzionálním rozměru, ale už i ve 3D (trojdimenzionální) a 4D (čtyřdimenzionální), jež ještě více zpřesní ultrasonografické vyšetření muskuloskeletálním ultrazvukem a umožní nám výběr vhodnější intervence. (Watson, 2008; O'Neill, 2008)

1.2 Historie ultrazvuku v československém lékařství

Na našem území se ultrazvuk vyvíjel obdobně jako celosvětově, nejdříve terapeuticky, ačkoliv první zmínky o léčebném ultrazvuku v oblasti gynekologické jsou už z doby druhé světové války. (Watson, 2008)

Oproti Německu, kde se v období velkého boomu ve 30. letech ultrazvuk využíval často bez jakýchkoliv vědeckých podkladů, bylo jeho využití o něco opatrnější a spíše se orientovalo na zahraniční literární zdroje a důslednou indikaci. (Čech, a další, 1982)

Roku 1953 mezi prvními ultrazvukovou defektoskopii upravenou k lékařským účelům využili Jirsa, Slanina a Duben k zobrazení cizích těles v jaterní tkáni a tkáni prsních žláz. Vanýsek a kolektiv navázal o pár let později v oboru oftalmologie, jejichž práce byla důvodem k uspořádání SIDUO II (Societas Internationalis de Diagnostica Ultrasonica in Ophthalmologia), neboli oftalmologické sympozium, a vydání monografie Ultrasonography in Ophthalmology. (Čech, a další, 1982)

Ultrazvuk u nás našel využití v oblasti neurologie, ale také později v porodnictví a gynekologii, kvůli čemuž v 70. letech vznikla odborná komise ultrazvukové diagnostiky, jež zaštiťovala dění a další rozvoj metodiky. (Čech, a další, 1982)

Podobně, jako tomu bylo ve světě, i zde se od 70. let pořádají celostátní odborná setkání a je založena Ultrazvuková subkomise při Akustické komisi Československé Akademie věd organizující mezinárodní konference. (Čech, a další, 1982)

2 FYZIKÁLNÍ VLASTNOSTI

Studii zvuku se zabývá obor bioakustika, kam spadá zvuk člověkem slyšitelný, ale často se do této oblasti zahrnuje i ultrazvukové vlnění, protože je stejným typem vlnění, tzn. vlněním mechanickým. (Beneš, a další, 2015)

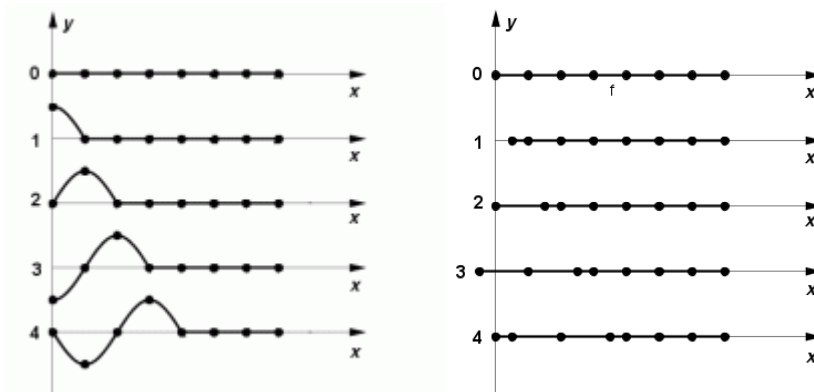
Mechanické vlny ultrazvuku se v prostředí pohybují o frekvenci nad hranici slyšitelnosti lidského ucha (frekvence nad 20 kHz), a zabývá se jím proto samostatný vědní obor ultraakustika, který se zkoumá především způsob jeho indukce, generace, fyzikální účinky a jeho praktické využití. (Čech, a další, 1982; Beneš, a další, 2015)

2.1 Mechanické vlnění

Ultrazvuk je mechanickou vlnou, která je, na rozdíl od vlny elektromagnetické, mechanickou energií šířící se prostředím pomocí kmitavého pohybu molekul ve směru vlny, tudíž není možné takové vlnění vyprodukovat ve vakuu. (Beneš, a další, 2015; Watson, 2008)

Vlnění se šíří prostředím kapalným, plynným i pevným (elastické a deformovatelné), avšak rozdílným typem vlnění. V prostředí plynném a kapalném se šíří pouze podélně (longitudinálně, ve směru šíření vlnění), protože zde nejsou přítomny smykové síly, které jsou pro šíření příčné potřebné, a v tuhém jako postupné podélné i příčné (částice kmitají kolmo na směr šířící se vlny) vlnění (transverzální). (Humphrey, 2007; Vařeka, 1995; Beneš, a další, 2015; Dietrich, a další, 2008)

Obrázek 1 Vznik postupného vlnění příčného a podélného



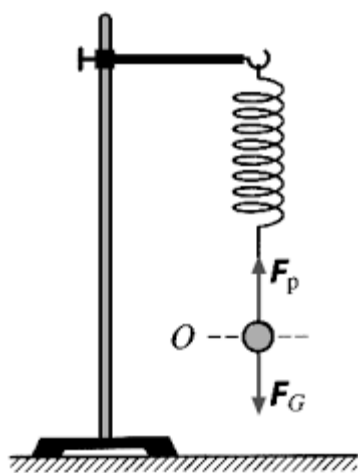
Zdroj: Převzato 29.3. z: *edu.techmania*. Autor: Magda Králová. Under Creative Commons. (<http://edu.techmania.cz/cs/encyklopedie/fyzika/akustika/vlneni>)

Prostředí je složeno z částic, které kmitají kolem své stabilní rovnovážné polohy a jsou se sousedními částicemi a na zmíněnou rovnovážnou polohu vázané elastickými silami. (Čech, a další, 1982)

Jakmile na částici začne působit vnější síla, částice kmitá o shodném kmitočtu, stejné amplitudě a fázi. Elastické síly pak přenášejí kmity ve formě kinetické energie na sousední částici, které se poté šíří na částici následující. Každá další částice se už ale pohybuje se zpožděním kmitu, což způsobí, že se částice nepohybují všechny současně ve stejném směru. (Dietrich, a další, 2008; Čech, a další, 1982)

Částečně si lze princip představit jako pružinu, na níž je zavěšené těleso o určité hmotnosti (m), jež vnější síla (F) vychyluje ve shodném směru od rovnovážné polohy (polohy klidové). Pružná síla (F_e) působící v opačném směru pohyb tělesa zpomaluje, až pohyb zcela zastaví, poté těleso vrací zpět k rovnovážné poloze z druhé strany, až těleso klidovou polohou projde setrvačností až do polohy původního vychýlení způsobeného silou F (neuvažujeme-li odpor prostředí, který by pohyb tlumil). (Čech, a další, 1982)

Obrázek 2 Schéma kmitu tělesa na pružině



Zdroj: Převzato 29.3. z: *Mechanické kmitání a vlnění*, Autor: Vlachová, Magda. Podzim 2012 <https://is.muni.cz/el/1431/podzim2012/F1141/um/superzabavnejucebntext.pdf>

Jelikož se v ideálním prostředí nenacházíme, průběh kmitu (než se částice vrátí do rovnovážné polohy) závisí na vlastnostech pružiny a setrvačných vlastnostech částice. (Čech, a další, 1982)

2.1.1 Frekvence

Počet kmitů vykonaných za jednotku času (T) definuje frekvence neboli kmitočet, jejíž jednotkou je Hz (Hertz) [s^{-1}]. Po uplynutí určité doby se částice vrací do klidové polohy, tedy do stavu, kdy má stejnou rychlost, zrychlení a popřípadě velikost maximální výchylky U , tzv. amplitudy. (Čech, a další, 1982)

Frekvence využívaná k medicínské diagnostice se pohybuje mezi 1 MHz (megahertz) a 20 MHz. (Dietrich, a další, 2008)

2.1.2 Vlnová délka

Částice v prostoru uvedené do kmitavého pohybu ultrazvukovým vlněním si lze představit jako body vychylující se ve stejné fázi. Souhrn těchto bodů nazýváme vlnoplochou. (Tarábek, a další, 2006; Čech, a další, 1982; Vošický, a další, 2007)

Vlnoplocha je oddělena od částic v rovnovážné poloze čelem plochy, jakožto jednou z vlnoploch, jejíž body jsou o stejné, nulové, fázi. (Čech, a další, 1982)

Vlnová délka značená řeckým písmenem λ (lambda) a udávána v metrech [m] je vzdáleností dvou sousedních bodů vlnoplochy, tzn. nejmenší vzdálenost naměřená ve směru šíření vlny, na které dochází ke zopakování tvaru vlny za dobu kmitu T . (Tarábek, a další, 2006)

Ze vzorce $\lambda = \frac{c}{f}$ lze vyvodit, že vztah mezi vlnovou délkou a frekvencí je nepřímo úměrný. Znamená to, že čím vyšší bude vlnová délka, tím nižší bude kmitočet. Vyšší frekvence tedy neproniknou hlouběji než frekvence nižší, platí však zároveň, že obrazové rozlišení je kvalitnější, pokud je frekvence vyšší, stejně tak jako schopnost tkání pohltit vlnění. (Vařeka, 1995; Kinnear, a další, 2009)

2.1.3 Rychlost šíření ultrazvukového vlnění

Rychlost šíření je fyzikální veličinou, na níž mají vliv vlastnosti, konkrétně tlak, hustota, teplota, kterými disponuje prostředí, jímž vlnění prostupuje, jestliže uvažujeme, že je intenzita vlnění v souladu s platností lineární akustiky (nedochází k přemístění částic v prostředí působením extrémně silné intenzity ultrazvukového vlnění) a opomeneme-li akustickou disperzi (jev související s rozkladem frekvence v prostředí plynném a kapalném, kde dochází k anomální absorpci). (Čech, a další, 1982; Tarábek, a další, 2006)

Soudržnost částic je s rychlostí ve vztahu přímo úměrném, tzn. že čím je tkáň pevnější, tím rychleji se v ní bude šířit ultrazvukové vlnění. (Dietrich, a další, 2008)

Pro výpočet rychlosti šíření v plynech, kde je rychlost závislá na tlaku, je uváděn vzorec $c = \sqrt{\frac{\kappa p}{\rho}}$, kde κ je Poissonova konstanta, jež je poměrem měrného tepla při stálém tlaku ku měrnému teple při konstantním objemu ($\kappa = \frac{c_p}{c_v}$), a ρ je hustotou plynu. (Beneš, a další, 2007)

V kapalinách a tkáních je rychlost šíření vlnění definována vztahem $c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$, kde K je modulem objemové pružnosti definovaným jako poměr změny tlaku ku relativní změně jeho objemu. (Beneš, a další, 2007)

2.1.4 Intenzita

Intenzita je další jednotkou charakterizující mechanickou vlnu. Konkrétně je objemem zvukové energie procházejícím za jednotku času jednotkou plochy nebo také tlakem, kterým ultrazvuk působí na podložku. (Beneš, a další, 2007; Tarábek, a další, 2006; Kováč, a další, 1995)

Vztah vyjadřující toto tvrzení je poměrem akustického výkonu, který je podílem energie zvukového vlnění a doby trvání, a plochy, skrze níž se zvukové vlnění prostupuje. Jednotkou je proto W/m^2 . Uvažujeme-li poměry lidského těla, je pro využití v medicínském oboru z důvodu praktičnosti běžnější přepočtení na W/cm^2 . (Lepil, 2001; Watson, 2008)

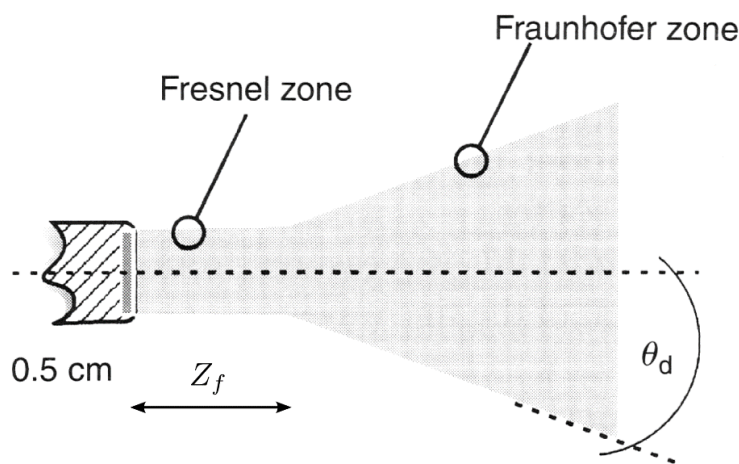
Intenzita se v ultrazvukovém poli mění v závislosti na vzdálenosti od zdroje. U zdroje vlnění je intenzita výrazně variabilní s velkými výkyvy, jejichž následkem je interference. Této oblasti se říká blízké ultrazvukové pole nebo také Fresnelova zóna a jeho délka je nepřímo úměrná kmitočtu a přímo úměrná efektivní ploše hlavice. (Poděbradský, a další, 1998; Watson, 2008; Vařeka, 1995)

Naopak dál od zdroje je tzv. vzdálené ultrazvukové pole neboli Fraunhoferova zóna, kde je vzhled paprsku téměř identický, přítomnost interferenčních jevů se snižuje, stejně jako intenzita. (Poděbradský, a další, 1998; Watson, 2008; Vařeka, 1995)

Efektivní plocha hlavice je hodnotou udávající účinnou vyzářovací plochu hlavice, která je vždy menší než skutečná plocha hlavice, protože destička, jakožto měnič, nevíbruje ve všech částech stejně. Čím větší je průměr efektivní plochy hlavice, tím ostřejší je produkovaný paprsek. Jak velká hodnota to je, definuje velikost piezoelektrického krystalu nebo keramické destičky v sondě generující ultrazvukové kmitání. Zkráceně se nazývá ERA (z anglického Effective Radiation Area). (Poděbradský, a další, 2009; Poděbradský, a další, 1998; Speed, 2001; Vařeka, 1995)

Nehomogenitu paprsku při dané frekvenci a četnost lokálních špiček (tzv. peaks) přesahujících přednastavenou intenzitu, které se objevují hlavně v poli blízkém, charakterizuje BNR (beam nonuniformity ratio). (Poděbradský, a další, 1998; Speed, 2001)

Obrázek 3 Vyobrazení paprsku dle vzdálenosti od zdroje



Zdroj: Převzato 29. 3. 2022 z: *University of Basel*, Autor: Cattin, Philippe. 17.9.2016 ([https://miac.unibas.ch/PMI/05-UltrasoundImaging.html#\(37\)](https://miac.unibas.ch/PMI/05-UltrasoundImaging.html#(37)))

2.2 Fyzikální jevy

2.2.1 Interference

Dojde-li ke vzájemnému krytí dvou či více zvukových vln se stejnou či odlišnou fází, jejich amplitudy se sčítají či odčítají. Tento jev se nazývá interference. (Dietrich, a další, 2008; Lepil, 2001)

Místa, kde se vlnění setkají se stejnou fází, jsou místa, kde je jejich amplituda nejvyšší, a naopak. Jinak řečeno dochází k zesílení (konstruktivní) nebo zeslabení (destruktivní interference) vlnění. (Dietrich, a další, 2008; Lepil, 2001; Poděbradský, a další, 2009)

Destruktivní interference není pro pacienta rizikem, avšak při skládání intenzit vln přicházejících a odcházejících u interference konstruktivní dochází ke zmnohásobení intenzity, k tzv. stojatému vlnění, do výšky nad úroveň nastavenou na přístroji. (Čech, a další, 1982; Poděbradský, a další, 2009)

Vysokou intenzitou je ohrožen periost, jehož součástí nejsou termoreceptory. Přesáhne-li lokální teplota oři působení stojatého vlnění 43°C, dochází k ireverzibilní denaturaci bílkovin a jizvení, které, pokud k němu dojde v oblasti úponu, působí jako

permanentní spoušťové body neovlivnitelné terapií fyzikální ani fyzioterapií. (Poděbradský, a další, 2009)

Údaj BNR zaručuje, mimo pouhé nehomogenity paprsku, kvalitu hlavice a charakterizuje hrozící riziko vzniku interference. Násobek hodnoty BNR a nastavené intenzity na přístroji je pak hodnotou, která udává maximální intenzitu působení v ultrazvukovém poli při vzniku stojatého vlnění. (Poděbradský, a další, 2009)

2.2.2 Odraz a lom

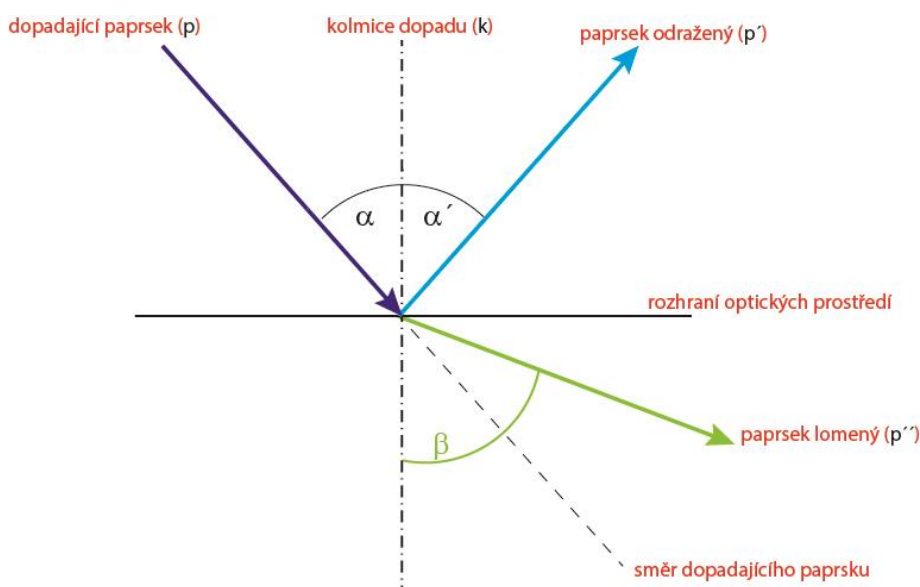
Při dopadu vlnění na rozhraní dvou prostředí o různé akustické impedanci se vlnění z části vrací zpět do prostředí, z něhož vzešlo, a z části prostupuje dál do prostředí druhého a ohýbá se. (Čech, a další, 1982; Dietrich, a další, 2008; Tarábek, a další, 2006)

Jak velká část akustické energie se odrazí, určuje akustická impedance (Z), neboli odpor proti šíření zvuku. Může být vypočítána vynásobením hustoty prostředí a rychlosti šíření zvuku v konkrétní tkáni nebo jako poměr mezi efektivním akustickým tlakem a efektivní akustickou rychlostí v daném prostředí. Výsledná hodnota se udává v jednotce rayl. (Beneš, a další, 2015; Dietrich, a další, 2008; Watson, 2008)

Platí, že čím je větší rozdíl v akustické impedanci dvou prostředí, tím více se vlny odráží. Princip rekonstrukce obrazu v ultrazvukové diagnostice je založen na rozdílu ve fázi odraženého paprsku v případě, že je akustická impedance prostředí, na které ultrazvukové vlnění dopadá, vyšší či nižší. Pakliže zvuková vlna dopadá na prostředí o nižší akustické impedanci, je fáze odraženého paprsku shodná s dopadající vlnou. (Dietrich, a další, 2008; Kinneer, a další, 2009; Beneš, a další, 2015)

Odražený paprsek leží v rovině dopadu, kdy platí zákon odrazu vlnění, který říká, že úhel odrazu se rovná úhlu dopadu. K odrazu a lomu ale dochází pouze, je-li vlnová délka prostředí kratší, než je rozměr prostředí. (Dietrich, a další, 2008; Kováč, a další, 1995; Tarábek, a další, 2006)

Obrázek 4 Odraz a lom vlnění



Zdroj: Převzato 29. 3. 2022 z: [eluc.kr-olomoucky](https://eluc.kr-olomoucky.cz/verejne/lekce/1694) Autor: Kupková, Hana; Petr, Jaroslav (<https://eluc.kr-olomoucky.cz/verejne/lekce/1694>)

K minimalizaci odrazu a lomu paprsku jsou využívána média (kontaktní gely, oleje, tuky, voda), která snižují ztráty při přenosu ultrazvukové energie do tkáně tím, že vyrovnává nerovnosti povrchů v místě styku a také svým akustickým odporem přizpůsobuje vazbu vyšetřovaného objektu na měnič. (Dietrich, a další, 2008; Speed, 2001)

2.2.3 Rozptyl

K rozptylu vlnění dochází na nerovném rozhraní tkání o různé impedanci, kdy se vlnění neodrazí úplně. Při kratší vlnové délce, než má tkáňová struktura dochází k rozptylu spíše, než když je vlnová délka kratší. (Dietrich, a další, 2008)

2.2.4 Dopplerův jev

Johann Christian Doppler zpozoroval v roce 1843 století jev hvězd na obloze, které se, čím blíže k zeměkouli byly, přibližovaly barvou nižším vlnovým délkám a vyšším frekvencím, naopak, pokud byly dál, byly viditelné jako barvy o frekvenci nižší a vlnové délce větší. (Dietrich, a další, 2008; Tarábek, a další, 2006)

Tento jev byl později plně zformulován do nynějšího znění, kdy platí, že pokud se přijímač i zdroj o konstantní frekvenci zvuku přibližují, je zvuk vnímán jako frekvence vyšší, než je frekvence skutečná, a naopak hlubší, pokud se oddalují. (Dietrich, a další, 2008; Tarábek, a další, 2006; Nalos, a další, 2010)

V medicínském ultrazvuku je Dopplerova jevu využíváno pro měření toku krve, kde se ultrazvukové vlnění odráží od erytrocytů. Modrou barvou je vyjádřena krev od sondy odcházející a červenou k sondě přicházející. (Dietrich, a další, 2008; Nalos, a další, 2010)

Dopplerova rovnice je v lékařství popsána rovnicí frekvenčního posunu, nazývané také Dopplerova frekvence, která vyjadřuje změnu frekvence vlnění po odražení od erytrocytů oproti frekvenci původní vysílané sondou. Její znění je $\Delta f = 2 \cdot \frac{f}{c} \cdot v \cdot \cos \theta$, kde f je frekvence vysílaná, c je rychlostí ultrazvuku, která je ve tkáních přibližně 1540 m/s, v rychlostí toku krve a $\cos \theta$ popisuje výpočet insonačního, nebo také incidenčního, úhlu svíraného paprskem ze sondy a osou cévy. Faktor 2 pak zohledňuje odraz zpět směrem k sondě, tedy druhý průběh Dopplerova jevu. (Dietrich, a další, 2008; Watson, 2008)

2.2.5 Absorpce, polohloubka, hloubka průniku

Zvukové vlnění je v tomto případě vnímáno jako energie, která čím je dál od zdroje, slábne. Oslabení je zapříčiněno odrazem od tkáně a přeměnou energie vnitřního tření molekul na teplo. Oba mechanismy znamenají, že zvukové vlnění je absorbováno. (Dietrich, a další, 2008; Watson, 2008)

Schopnost tkání vstřebávat energii ultrazvuku vyjadřuje absorpční koeficient, který je závislý na kmitočtu ultrazvuku a na obsahu bílkovin, a to lineárně, a nelineárně na obsahu vody. Udává se v dB/m. (Dietrich, a další, 2008; Poděbradský, a další, 1998)

Tabulka 1 Rozdělení tkání z hlediska intenzity absorpce ultrazvuku (podle Picana)

Absorpce	Tkáň	Obsah	
		Voda	Bílkoviny
Velmi nízká	Sérum, krev	↑	↓
Nízká	Tuková tkáň		
Střední	Mozek, játra, ledvina		
Vysoká	Kůže, šlacha, chrupavka		
Velmi vysoká	Kost		

Zdroj: (Kováč, a další, 1995, s. 16)

Polohloubka popisuje, v jaké vzdálenosti od zdroje ve směru působení paprsku ultrazvuku dojde k poklesu intenzity o polovinu oproti intenzitě počáteční. (Poděbradský, a další, 1998)

Hloubka průniku je parametrem udávajícím maximální hloubku, kde lze ještě očekávat alespoň desetiprocentní intenzitu ultrazvuku v porovnání s intenzitou původní. (Poděbradský, a další, 1998)

3 GENERACE VLNĚNÍ

Generace mechanického vlnění jako takového je možná třemi způsoby. Mechanická generace byla ještě koncem první světové války v podobě sirén, vodních trysek a píšťal běžná. Později se vyvinuly i magnetokonstriční měniče, které vyvolávají kmity v prostředí kolem feromagnetické látky umístěné v magnetickém poli elektromagnetu, který, pokud je napájen střídavým proudem, mění tvar tyčinky se stejnou frekvencí. (Beneš, a další, 2015; Beneš, a další, 2007)

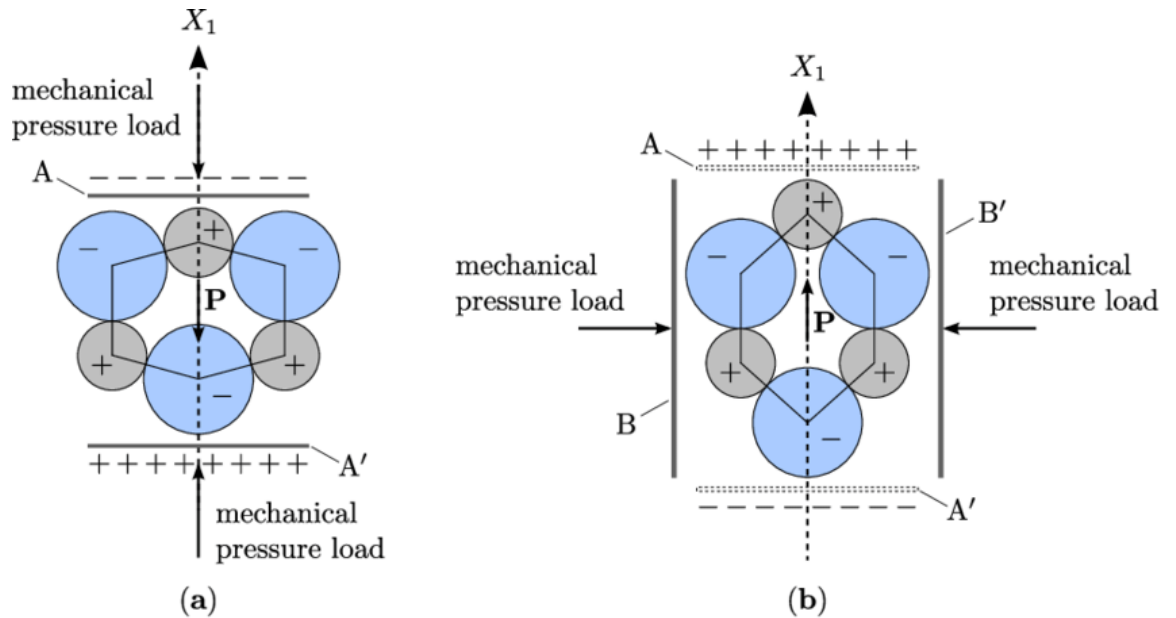
3.1 Piezoelektrický efekt

V dnešní době je ultrazvukové vlnění nejčastěji produkováno piezoelektrickými měniči, které pracují na principu piezoelektrického jevu objeveného roku 1880 bratry Jacques a Pierre Curie. Jev byl zpozorován na krystalech křemene, na jehož povrchu při stlačení vzniká elektrický potenciál a jež se s přívodem elektřiny deformuje. Po přerušení přísunu elektrického potenciálu se znovu vrací do původní polohy, to znamená, že kmitá. Při přiložení takového krystalu na tělo, dochází k šíření ve formě vlnění podélného, což se na tkáni projeví jako zóny zhuštění a zředění. (Dietrich, a další, 2008; Kováč, a další, 1995)

Piezoelektrický jev produkuje elektrické napětí při elastické deformaci krystalu v jistém směru kvůli přesunu elektrického náboje. Elektrické napětí se na jedné straně projeví jako negativní, na opačné jako pozitivní, a jeho velikost je přímo úměrná tlaku vyvíjenému na krystal. Takový jev lze zpozorovat i na kostech, proteinech v lidském těle a na vláknech kolagenu. (Dietrich, a další, 2008; Vařeka, 1995)

Nepřímým piezoelektrickým jevem nazýváme stav, který nastane, pokud dojde působením vysokofrekvenčního střídavého elektrického napětí k deformaci krystalu ve smyslu prodloužení či zkrácení, závislosti na polarizaci napětí. (Dietrich, a další, 2008; Beneš, a další, 2015)

Obrázek 5 Schéma longitudinálního (vlevo) a transverzálního přímého piezoelektrického jevu v křemíku



Zdroj: (Ballas, 2021, s. 5)

3.2 Piezoelektrické měniče

Piezoelektrické materiály je možné rozdělit na materiály přírodní a uměle vyrobené. (Mayeen, 2018)

Piezoelektrické účinky materiálů přirozeně se vyskytujících v přírodě můžeme pozorovat u krystalů turmalínu, topazu, křemene a dalších. Mimo krystaly se jedná například o kosti, kde piezoelektrický jev zapříčiňuje kolagen, který se strukturou jeví jako dielektrikum. (Mayeen, 2018)

Mezi uměle vytvořené piezoelektrické materiály řadíme krystaly, například langasit (LGS, lathanum gallium silikát), polymery, ale především piezokeramika, která disponují doposud nejvyšším piezoelektrickým koeficientem. (Mayeen, 2018)

Piezokeramika jsou masou krystalů ve formě pirovskitu, jejíž znění je ABX_3 , kde A a B jsou kationty, přičemž velikost kationtu A je větší než B, a X je halogen či aniont oxidu (O^{2-}). (Manikandan, et al., 2021)

Jako piezoelektrický měnič je často užívána destička z křemene, turmalínu, zirkonátu olova nebo Siegetovy soli, v lékařství nejčastěji PZT (krystal $PbZrTi$), schopná práce o frekvenci mezi 2 až 20 MHz a intenzitě 10 W/m^2 . Na obou pólech je opatřena elektrodami, na něž je přiváděn vysokofrekvenční střídavý proud, jehož působením se mechanicky rozkmitá destička, a tím i okolní prostředí. Jedná se tak o změnu z elektrické

energie na energii mechanickou při obráceném (nepřímém) piezoelektrickém jevu. (Beneš, a další, 2007; Beneš, a další, 2015; York, 1999)

4 TYPY ZOBRAZENÍ

Piezoelektrický materiál v sondě pracuje mimo jiné na principu impulz-echosignál. Po elektrické stimulaci vzniká na krystalu impulz vysílaný do tkáně, jehož délka trvání je porovnatelná s vlnovou délkou vlnění. Impulz proniká tkáněmi a na rozhraních tkání o rozdílné akustické impedanci se odráží. Tuto část ultrazvukového signálu nazýváme echosignál. (Dietrich, a další, 2008, York, 1999)

Po určité době se sonda přepíná do režimu přijímače, který echosignál vyhodnocuje po zpětném převedení impulzů na elektrické signály. (Dietrich, a další, 2008, York, 1999)

Echosignál se po odrazu od hlubších struktur šíří pomaleji kvůli absorbované energii než echosignály odražené od povrchově uložených tkání. K zachování rovnoměrného zobrazení je proto možné uživatelem nastavit Time Gain Control, Time Gain Compensation či Depth Gain Control k zesílení pomaleji se šířícího signálu. (Dietrich, a další, 2008; York, 1999)

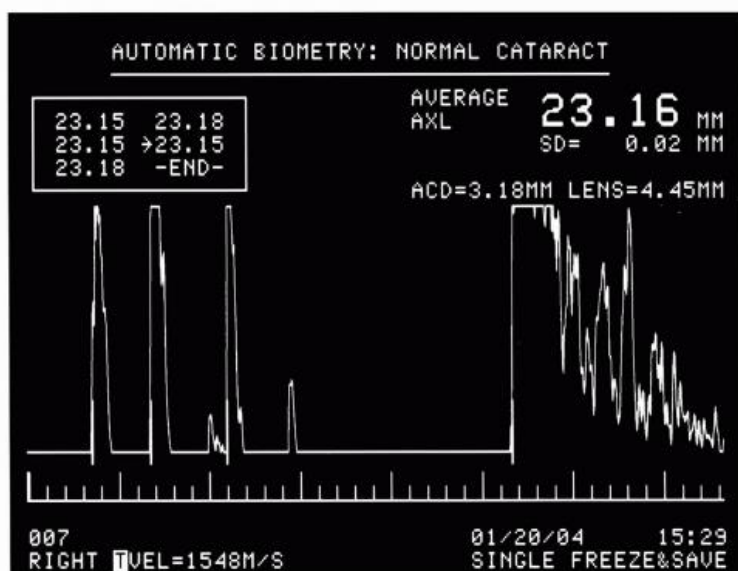
Pro většinu ultrazvukových přístrojů platí, že vyšetřovaná tkáň blíž k povrchu hlavice se na obrazovce zobrazuje proximálně. Škála po stranách obrazu popisuje hloubku obrazu, jejíž maximum je závislé na zvolené frekvenci, výkonu přístroje a na míře vstřebávání energie, tedy na typu diagnostikované tkáně. (Watson, 2008)

4.1 A-mode

Je nejjednodušším principem zobrazení užívaným v diagnostice poskytujícím pouze jednorozměrný obraz. V nynější době je využíváno k diagnostice pouze v oblasti oftalmologie a otorinolaryngologie. (Dietrich, a další, 2008; Beneš, a další, 2015)

Zobrazuje amplitudy jednotlivých echosignálů odražených od rozhraní tkání, proto A-zobrazení, podle anglického Amplitude. Podle vzdáleností zmíněných akustických rozhraní tkání jsou amplitudy vyobrazeny na obrazovce s odstupy. (Dietrich, a další, 2008; Beneš, a další, 2015)

Obrázek 6 A-zobrazení rohovky



Zdroj: Převzato 29. 3. 2022 z: *Ultrasonic systems* Autor: drzezo. 5. 6. 2016 (<https://radiologykey.com/ultrasonic-systems/>)

4.2 B-mode

Za posledních 20 let je B-zobrazení nejvyužívanější metodou k diagnostice tkáňových struktur v klinické praxi. Je označován B dle anglického názvu Brightness. (Beneš, a další, 2015; Dietrich, a další, 2008)

Vyobrazuje amplitudy v reálném čase na světelné body ve stupních šedi. Každý bod odpovídá intenzitě echosignálu. Čím světlejší je bod, tím je silnější echosignál. (Beneš, a další, 2015; Dietrich, a další, 2008; York, 1999)

Při vyšetřování se paprsek posouvá vždy laterálně, jednotlivé body se seřadí do přímeck, jejichž sumací v reálném čase jsme schopni vyprodukovat obraz dvojrozměrný. (Beneš, a další, 2007; Dietrich, a další, 2008; York, 1999)

4.3 M-mode

M-zobrazení, podle anglického Motion, pracuje na principu B-zobrazení, kdy se obrazy nabírají rychleji v reálném čase. (Beneš, a další, 2015; Dietrich, a další, 2008)

Paprsek v tomto případě zůstává na jednom místě nad vyšetřovanou tkání, nepohybuje se na rozdíl od B-zobrazení laterálně, proto je možné zobrazit průběh pohybů tkáně v časovém sledu. Výsledek vyšetření se zaznamenává na časovou osu jako řádky obrazových bodů. (Dietrich, a další, 2008)

Vzhledem k tomu, že lze změřit rychlost a zrychlení pohybů, zastává tento typ zobrazení místo především v echokardiografii. (Dietrich, a další, 2008; Beneš, a další, 2015)

4.4 Dopplerovské zobrazení

K ultrasonografickému vyšetření cév, jejich zúžení a toku krve se využívá dopplerovského zobrazení. Základními typy jsou způsob spektrální a barevný Doppler. (Beneš, a další, 2015; Dietrich, a další, 2008)

Spektrální Doppler je zobrazení jednorozměrné, kterým sbíráme informace o krevním toku kvantitativním způsobem, a to buď kolektivizací dat z celé hloubky šíření ultrazvuku, tzv. cw-Doppler (continuous wave), nebo pouze z určité trasy ultrazvukového paprsku, tedy pw-Doppler (pulsed wave). (Dietrich, a další, 2008)

Barevný Doppler zobrazuje krevní proud ve dvojrozměrném rozlišení pomocí sběru dat z více paprsků, z nichž se vypočítává Dopplerova frekvence (viz. Dopplerův jev). Získaná data jsou rozlišena barevně a tím se získávají informace o rychlosti a směru toku krve. (Beneš, a další, 2015; Dietrich, a další, 2008)

5 DIAGNOSTIKA

Ultrazvuková diagnostika je poměrně finančně nenáročnou a bezpečnou procedurou umožňující klinickému pracovníkovi vyšetřit měkké tkáně v reálném čase. (Watson, 2008; Ferda, a další, 2015)

Dynamický obraz vyprodukovaný během ultrasonografického vyšetření, ultrasonogram, je ideální pro vyhodnocení struktury svalů, kloubů, šlach, jejich patologie, proces kontrakce při pohybu, ale i k vyhodnocení účinku terapie na vyšetřovanou strukturu i tkáně v jejím okolí. (Watson, 2008; Beneš, a další, 2015; Kolář, a další, 2012)

Normální nález tkáňových struktur je striktně individuální a detailnost zobrazení se liší nejen podle výšky kmitočtu, kvality přístroje, ale i podle množství tkáně, kterou vlnění musí projít, než dosáhne cílené struktury. (Watson, 2008)

Podle již dříve uváděné akustické impedance lze určit poměr odraženého vlnění, který definuje struktury do čtyř skupin. Anechogenní struktury jsou bezodrazové, hypoechogenní slabě odrazivé, hyperechogenní naopak silně a stejně odrazivými jsou struktury izoechogenní. (Beneš, a další, 2015)

K diagnostice tkání traumatizovaných se využívá sonda lineární o frekvenci 8-12 MHz, ale i tak je nutné provádět MR, pokud jde o posouzení procesu hojení. U lézí, u nichž léčba trvá dlouho, je vhodné využít dopplerovského zobrazení k mapování zásobení krve a průkazu přítomnosti hematomu. (Kolář, a další, 2012)

5.1 Vyšetření šlach

Šlacha bývá často světlou částí ultrazvukového obrazu, pokud je sonda držena kolmo k jejímu průběhu. Jakmile se úhel vyzařovaného vlnění ke šlaše změní, vlny už se nemohou odrážet zpět na sondu a šlacha je vyobrazena tmavým odstínem šedé (anizotropie). (Watson, 2008)

Na ultrasonogramu jsou viditelné tendinopatie ve smyslu zesílení šlachy oproti fyziologické tloušťce šlachy a rovněž jako tmavá místa v jejím průběhu. Kalcifikace naopak vystupuje z obrazu jako světlé místo s ohraničením vrhající stín. (Watson, 2008)

Dále je možné pomocí ultrazvuku diagnostikovat dislokace a parciální a kompletní ruptury vazů, které se na ultrasonogramu projeví jako tmavá místa mezi vazivovou tkání. (Watson, 2008)

5.2 Vyšetření kostí

Kost je tkání vysoce reflektivní a velmi dobře viditelnou ultrazvukem, přesto se k vyšetření nepoužívá a dává se přednost jiným zobrazovacím metodám. (Watson, 2008)

V současné době se využití ultrazvuku omezuje na oblast pediatrie, kde se aplikuje v období prvních měsíců dítěte k určení hloubky acetabula (screening vrožené dysplazie kyčelní). Mimo zmíněné pak i ke zobrazení ne zcela osifikované tkáně jako doplněk rentgenového vyšetření. (Watson, 2008)

5.3 Vyšetření nervů

Diagnostika nervů není zase tak častá oproti využití v muskuloskeletálním odvětví. Tmavším odstínem jsou zobrazovány nervy spinální, periferní naopak světlým kvůli fibrózním septům, které obsahují. (Watson, 2008)

Podle zjištění je relevantním užitím při vyšetření karpálního tunelu, kde byl zaznamenán nálezn rozšíření nervu a vyšší vaskularizace proximálně od tunelu, a také při snaze vyvrátit či potvrdit přítomnost Mortonova neuromu. (Watson, 2008)

5.4 Vyšetření svalů

Fyziologický nálezn svalu se na obrazovce jeví při příčném řezu jako tmavší odstíny šedé, při řezu podélném jsou zvukové vlny odráženy a struktura svalu je ostře ohraničena. (Watson, 2008)

Ultrazvukové diagnostiky je obecně využíváno k evaluaci struktury svalů a svalové souhry v reálném čase. Především se jedná o diagnostiku svalstva hluboko uloženého v pánvi a hlubokých svalů břišních. (Watson, 2008)

Typickým užitím je diagnostika dysfunkce pánevního dna a bolestí zad známé jako LBP (low back pain). Dále při vyšetření parciálních či kompletních ruptur svalů, lézi rotátorové manžety. K ozřejmnění nálezu často napomáhá přítomnost hematomu, který zvýrazňuje vzniklý prostor mezi svalovými vlákny. (Watson, 2008; Kolář, a další, 2012)

Využívá se mimo jiné i k měření vzdálenosti krajních bodů svalu, jejichž vzdálenost se mění při kontrakci svalu pozorovatelný jako nabytí svalové hmoty (zkrácení svalových vláken). Na podobném principu sledování dynamiky pohybu svalů funguje biofeedback, jež je užíván ke kontrole správného stereotypu zapojení svalových struktur a ke snadnějšímu objasňování problematiky pacientům. (Watson, 2008)

5.5 Vyšetření kloubů

Využívá se především na klouby periferie k rozlišení osteofytů, k diagnostice jejich patologického postavení, hypertrofie synovie, traumatických poranění vaziva, erozivních změn, zánětů a k lokalizaci výpotku a navádění jehly při terapii nebo pro aspiraci výpotku. (Watson, 2008)

5.6 Vyšetření cév

Dopplerovského zobrazení se ve fyzioterapii využívá ke zobrazení aa. vertebrales z důvodu monitorace nepříznivých vlivů, které může způsobovat cervikální manipulace. Dále také k detekci trombů a stenózy arterií. (Watson, 2008)

6 HORNÍ KONČETINA

Rameno je kloubem nejčastěji zobrazovaným ultrasonograficky. Leží na povrchu, takže je lehce přístupný a patologie jsou snadno rozlišitelné. Oproti statickým vyšetřením jako je například magnetická rezonance se využívá jeho dynamické složky, která ve fyzioterapii je významnou především u diagnostiky subluxace šlachy bicepsu, či v problematice impingement syndromu. (O'Neill, 2008)

Nejčastější indikací k ultrasonografii je posouzení stavu jednotlivých svalů rotátorové manžety, ruptur, tendinóz a impingement syndromu. Akromioklavikulární kloub je také často diagnostikován vzhledem k těsné blízkosti obou kloubů. (O'Neill, 2008)

Paži je možné zobrazovat společně s kloubem ramenním či loketním, především v případech, kdy je souvislost patologií. Samotná paže je vyšetřována v případech, kdy se jedná o nějakou lokální patologii jako například trauma určitého svalu, nervu nebo šlachy.

Loket je stejně jako rameno povrchově uložený kloub, takže jeho diagnostika není obtížná. Epikondylita je zobrazovaná ze všech patologií nejběžněji. Mimo to se jedná hlavně o tendinopatie, entezopatie, ruptury, burzitidy a nervus ulnaris. (O'Neill, 2008)

Předloktí je strukturou, kde se nachází důležité nervy a problematické svalové skupiny, takže je ultrasonografie užitečným nástrojem k vyhodnocení přesného místa. Jako u předchozích jsou diagnostikovány degenerativní změny vazů, ruptury nebo poranění svalů, ale i nervy při podezření na útlak. V nějakých případech je možné zaznamenat kostěnou strukturu a diagnostikovat tak i patologii na kosti. (O'Neill, 2008)

S rozvojem vysokofrekvenčních ultrazvukových technologií je nyní možné sonograficky zobrazovat i zápěstí a ruku, kde se ultrazvuku využívá hojně především kvůli patologiím vznikajícím při zánětlivých změnách souvisejících s revmatem. Jinak se jedná o tendinózy, subluxace, hematomy a ruptury. Mimo měkkých tkání je pro neuropatie zobrazován hlavně nervus medianus. (O'Neill, 2008)

7 DOLNÍ KONČETINA

Kyčelní kloub dospělého člověka je diagnostikován nejvíce kvůli tzv. bolestivému kyčli, jehož etiologie je rozsáhlá a často je způsobena šlachou iliopsoatu. Ruptury vazů a tendinopatie, poranění svalů, pseudoaneryzmata, kalfikace mohou být ultrazvukem posuzovány. Stejně jako u zápěstí nabývá v ultrazvukové diagnostice na významnosti zobrazování revmatologických onemocnění. (O'Neill, 2008)

Oblast stehna je stejně jako paže v předešlé kapitole nejvíce diagnostikována v návaznosti na patologii vyskytující se v kyčelním nebo kolenním kloubu. Zaměřujeme se opět na oblast měkkých tkání, svalů a vazů i na neuropatie nervus ischiadicus. Vzhledem k tomu, že je tato oblast poměrně rozsáhlá, je ideální pro přesnou lokalizaci problému. Naopak se ale mohou vyskytnout limitace vyšetření, kdy patologii nebude možné zobrazit kvůli uložení v hloubce. (O'Neill, 2008)

V této oblasti se jako v jiných vyskytují patologie měkkých tkání projevující se jako ruptury vazů či svalů, tendinopatie, avulze a hematomy. Často se symptomaticky projeví zánět burzy, který má většinou souvislost s tendinózami nebo parciální rupturou vazů mm. gluteí. Ultrazvukem diagnostikovaná může být mimo jiné i septická artritida, nekrotizující fascitida či infekční bursitida. (O'Neill, 2008)

Oproti jiným metodám je ultrazvuková metoda výhodnější v případě dynamického vyšetření kolene. Je možné zaměřit se na diagnostiku extenzorového mechanismu, kolaterálních ligament a kloubů při pohybu. Stejně tak lze ultrazvuk využít k odlišení synoviálního výpotku od jiných typů. (O'Neill, 2008)

Jeho potenciál je nejschůdnější použít k zobrazení povrchných struktur například při diagnostice bolesti zadní části kolene nebo bolestí lýtek, kdy nálezem může být Bakerova cysta nebo cysta popliteální. Zobrazení hlubokých struktur jako menisků či vazů křížových se volí jiná diagnostická metoda, která nemá takové limitace vyšetření. (O'Neill, 2008)

Struktury bérce jsou uloženy povrchově, takže jejich diagnostika je především v souvislostech s patologiemi okolních struktur či pro zacílení na problematickou oblast a zobrazení v reálném čase. (O'Neill, 2008)

Na bérce nejčastěji vyhodnocujeme stav Achillovy šlachy v celé její délce. Rozsah jejích patologií je velký, jedná se především o tendinózy, ruptury, enetozopatie, retrokalkaneální a jiné bursitidy. (O'Neill, 2008)

Neuropatie, útlaky a léze povrchově uložených nervů, jako je v případě nervus peroneus communis a nervus tibialis posterior, je možné diagnostikovat při jejich průchodu nad hlavičkou fibuly nebo za vnitřním kotníkem. (O'Neill, 2008)

Na kotníku jsou struktury vhodné k diagnostice ultrazvukem ve smyslu dočasných patologií jako jsou subluxace, dislokace a impingement. Patologie vazů, tendinopatie, tenosynovitidy, částečné i kompletní ruptury, včetně revmatologických erozivních vlivů na tkáň jsou v této oblasti nejčastější indikací k vyšetření. (O'Neill, 2008)

PRAKTICKÁ ČÁST

8 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

8.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem práce bylo porovnat přes vizualizaci transabdominálním ultrazvukem míru distance liftu pánevního dna při izolovaném zapojení svalů pánevního dna, skrz musculus transversus abdominis zapojeném samostatně či v kombinaci obou zmíněných.

8.2 Dílčí cíle

1. Vedlejším cílem bylo vyhodnotit, jaký je rozdíl mezi ultrazvukem naměřenými hodnotami zapojených svalů pánevního dna ve výše uvedených kombinacích pro polohu vleže, v sedě a ve stoji.
2. Dalším vedlejším cílem bylo diagnostikovat symptomy, možné příčiny a faktory prevence vzniku dysfunkce pánevního dna odebráním anamnestických údajů v rámci dotazníkového šetření a zjistit souvislost s naměřenými daty z ultrasonografického vyšetření.

8.3 Výzkumné otázky

VO1: Která z kombinací zapojení svalů (m. transversus abdominis, svaly pánevního dna, m. transversus se svaly pánevního dna) je pro lift pánevního dna nejvhodnější v poloze vleže?

VO2: Která z kombinací zapojení svalů (m. transversus abdominis, svaly pánevního dna, m. transversus se svaly pánevního dna) je pro lift pánevního dna nejvhodnější v poloze v sedě?

VO3: Která z kombinací zapojení svalů (m. transversus abdominis, svaly pánevního dna, m. transversus se svaly pánevního dna) je pro lift pánevního dna nejvhodnější v poloze ve stoji?

VO4: Jaká je souvislost mezi frekvencí sportovní aktivity a hodnotami liftu pánevního dna?

8.4 Hypotézy

H1: Jestliže respondentka udala v dotazníkovém šetření, že trpí dysmenoreou, budou naměřené distance liftu nižší než u respondentek, které ji neudaly.

H2: Jestliže respondentka udala v dotazníkovém šetření, že trpí dyspareunií, budou naměřené distance liftu nižší než u respondentek, které ji neudaly.

H3: Jestliže respondentka udala v dotazníkovém šetření, že užívá antikoncepci, budou naměřené distance liftu nižší než u respondentek, které ji neužívají.

9 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

Pro měření bylo vyhrazeno celkem 5 dní (1.-2. 3., 8.-9. 3. a 14. 3.). Prostory k vyšetření byly zprostředkovány Fakultou zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni.

Jednotlivým respondentkám byla vysvětlena podstata výzkumné části práce. Všechny byly individuálně instruovány o posloupnosti vyšetření a následně jimi byl podepsán informovaný souhlas. Informované souhlasy jsou uloženy u autorky práce.

Administrace dotazníku proběhla skrze online platformu Survio, kdy byl respondentům zaslán odkaz. Na jeho vyplnění měly respondenti čas do konce druhého z týdnů určených k šetření.

Vstupní inkluzivní kritéria zahrnovala, že respondenti byli ženského pohlaví a ve věku mezi 21-27 lety.

Exkluzivním kritériem bylo předchozí či současné těhotenství a porod. Do studie dále nebylo možné zařadit ženy s akutním zánětem močového či pohlavního ústrojí anebo trpící závažným gynekologickým, urologickým či neurologickým onemocněním (především maligní tumory).

Do výzkumu se zapojilo 30 studentek Západočeské univerzity v Plzni, které splňovaly kritéria pro zařazení do studie.

Průměrný věk studentek byl $22,4 \pm 1,29$ let a v rámci BMI byl průměr hodnot respondentek $22,61 \pm 3,01$ %. Nejnižší vypočtenou hodnotou byl údaj 17,24 %, který spadá do oblasti podváhy. Naopak nejvyšší naměřená hodnota byla 31,51 % spadající na škále do oblasti obezity (dle WHO). V tabulce 1 jsou základní charakteristiky (věk, výška, hmotnost a BMI) souboru uvedené zprůměrované i s jejich směrodatnou odchylkou.

Tabulka 2 Základní charakteristika souboru

Proměnné	Průměr hodnot	Směrodatná odchylka \pm
Věk (roky)	22,4	1,29
Výška (cm)	170,93	6,24
Hmotnost (kg)	66,23	9,99
BMI (%)	22,61	3,01

Zdroj: vlastní

10 METODIKA PRÁCE

Výzkumná část bakalářské práce probíhala v následujících etapách:

- 1) Výběr vhodného souboru respondentů k provedení výzkumu.
- 2) Popsání podstaty šetření respondentům.
- 3) Podpis informovaného souhlasu v den vyšetření.
- 4) Administrace dotazníkového šetření.
- 5) Shromáždování dat ultrazvukovým diagnostickým přístrojem (Q SONO).
- 6) Analýza a vyhodnocení dat.

10.1 Ultrazvukové měření

Před ultrazvukovým vyšetřením byla každá probandka požádána, aby nejpozději půl hodiny před vyšetřením vyprázdnila močový měchýř a vzápětí vypila minimálně 0,5l vody. Tím byla zajištěna adekvátní náplň močového měchýře k jasné viditelnosti baze močového měchýře při měření.

Každá z respondentek byla obeznámena s anatomickou strukturou pánevního dna (dále jen PD) a m. transversus abdominis a s úlohou, kterou v lidském těle zastávají.

Ultrazvuková diagnostika probíhala pomocí přístroje Q SONO o frekvenci 3,5 MHz zapůjčeným Mgr. Ritou Firýtovou, kterou byla autorka práce instruována k obsluze přístroje. Autorka práce pak samotné vyšetření prováděla samostatně.

Hlavice sondy byla přikládána transabdominálně a suprapubikálně v ose s umbilikem, ve sklonu přibližně 30-45° v závislosti na anatomické variabilitě, míře podkožního tuku a náplni močového měchýře (dále MM). Během průběhu vyšetření v jedné poloze byla hlavice sondy držena vždy ve stejné poloze.

Měření bylo vždy zahájeno polohou vleže na zádech s pokrčenými dolními končetinami tak, aby se probandce leželo pohodlně a měla dobrou viditelnost na obrazovku přístroje k zajištění zpětné vizuální vazby (biofeedback). Na obrazovce ultrazvuku byla probandce ukázána baze MM a označena autorkou práce křížkem.

První byla provedena kontrakce pouze svalů pánevního dna. Autorkou byla křížkem označena linie baze MM a hodnota byla automaticky spočítána přístrojem a autorkou práce zapsána do programu Microsoft Excel do příslušné buňky.

Jako následující byl vyšetřen lift PD při samostatné kontrakci m. transversus abdominis (dále m. TrA). Proband byl vyzván k přiložení rukou do prostoru mezi crista

iliaca a poslední pár žeber k ozřejmění zapojení svalu. Baze byla opět označena a naměřena vzdálenost její počáteční a konečné polohy a zaznamenána do programu.

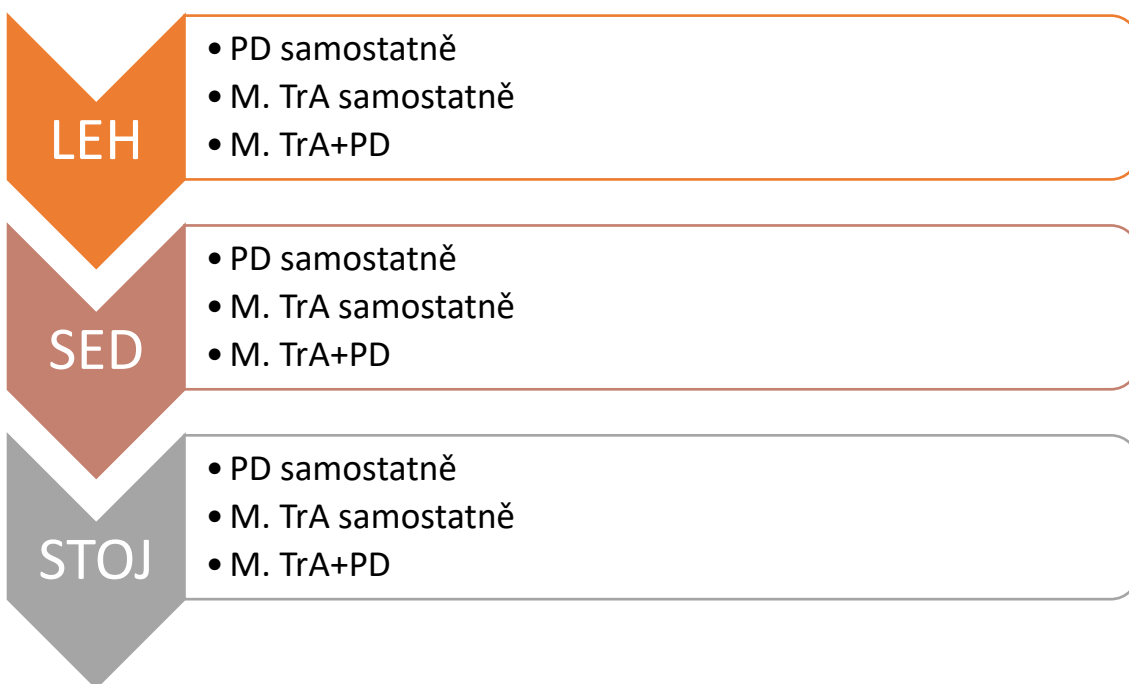
Poslední byla současná kontrakce svalů PD a m. TrA, která byla provedena jako kontrakce m. TrA, po čemž proband přidal kontrakci PD a takto aktivované svaly držel pro naměření shodným s předchozími.

Posloupnost vyšetřování poloh byla zachována v pořadí vleže, v sedě a ve stoji, aby bylo zamezeno únavě svalů, stejně tak způsob kontrakce svalů. Poloha v sedě byla s pokrčenými dolními končetinami, horními končetinami volně drženy vedle těla, se zády probandky opřeny o opěrku. Stoj byl uvolněný, mírně rozkročný, s horními končetinami volně podél těla.

Hodnoty byly zaznamenávány v milimetrech. Kladné hodnoty byly pro kontrakce PD při posunu baze MM směrem kranialním, tzv. liftu PD, a negativní hodnoty pro posun směrem kaudálním.

Distance liftu MM se u analytického zapojení PD dá interpretovat nejen tím, zda byl posun baze MM ve směru kranialním či kaudálním, ale také je zde zásadní hodnota 5 mm. Pokud se hodnota pohybuje v rozmezí 5 mm a více je možné hovořit o dostatečném zapojení svalů PD.

Obrázek 7 Schéma posloupnosti UZ vyšetření



Zdroj: vlastní

10.2 Dotazníkové šetření

Autorkou práce byl vytvořen nestandardizovaný dotazník, který se v prvním oddíle zaměřoval na základní údaje o respondentkách a to věk, výšku a váhu. Výška a váha byly pak využity k výpočtu BMI hodnoty.

Ostatní údaje byly použity jednak k identifikaci exkluzivních kritérií – předchozí či současné těhotenství a porod, ale taktéž k zachycení symptomů způsobených dysfunkcí svalů pánevního dna a anamnestických údajů, které mohou mít vliv na stav svalů PD.

10.3 Zpracování dat

Základní údaje o probandkách (věk, výška, váha) byly autorkou práce zprůměrovány a byla vypočtena směrodatná odchylka. Z výšky a váhy byl vypočten BMI index pomocí vzorečku kg/m^2 platného dle WHO a následně byl spočten jejich průměr a směrodatná odchylka.

Ostatní dotazníková data byla využita při zpracování ultrazvukových dat.

Data naměřená při UZ vyšetření byla přenesena do programu Microsoft Excel, kde autorka práce vypočítala základní popisné statistické údaje – průměr, směrodatnou odchylku, medián, maximum, minimum a z horního a dolního kvartilu vypočetla mezikvartilové rozpětí.

11 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ

Tato kapitola se zabývá odborným zhodnocením dat výzkumu, který se zaměřuje na ultrazvukovou diagnostiku svalů pánevního dna zabývající se distancí liftu PD při kontrakci svalů PD, m. TrA a jejich kombinované kontrakci.

Vedlejším cílem bylo zjistit vliv polohy na lift PD a zjistit souvislost mezi údaji dotazníkového šetření a naměřených hodnot.

11.1 Výsledky k výzkumné otázce 1

VO1: Která z kombinací zapojení svalů (m. transversus abdominis, svaly pánevního dna, m. transversus se svaly pánevního dna) je pro lift pánevního dna nejvhodnější v poloze vleže?

První výzkumná otázka vyhodnocuje míru liftu pánevního dna při zapojení PD samostatně, při zapojení m. TrA a jejich kombinované kontrakci v poloze vleže.

Pro vyhodnocení první výzkumné otázky byla nejdříve naměřená data zpracována v rámci základní popisné statistiky, která vychází z měření v poloze vleže na zádech a vyjádřena tabulkou číslo 3.

Tabulka 3 Popisná statistika souboru ($n=30$)

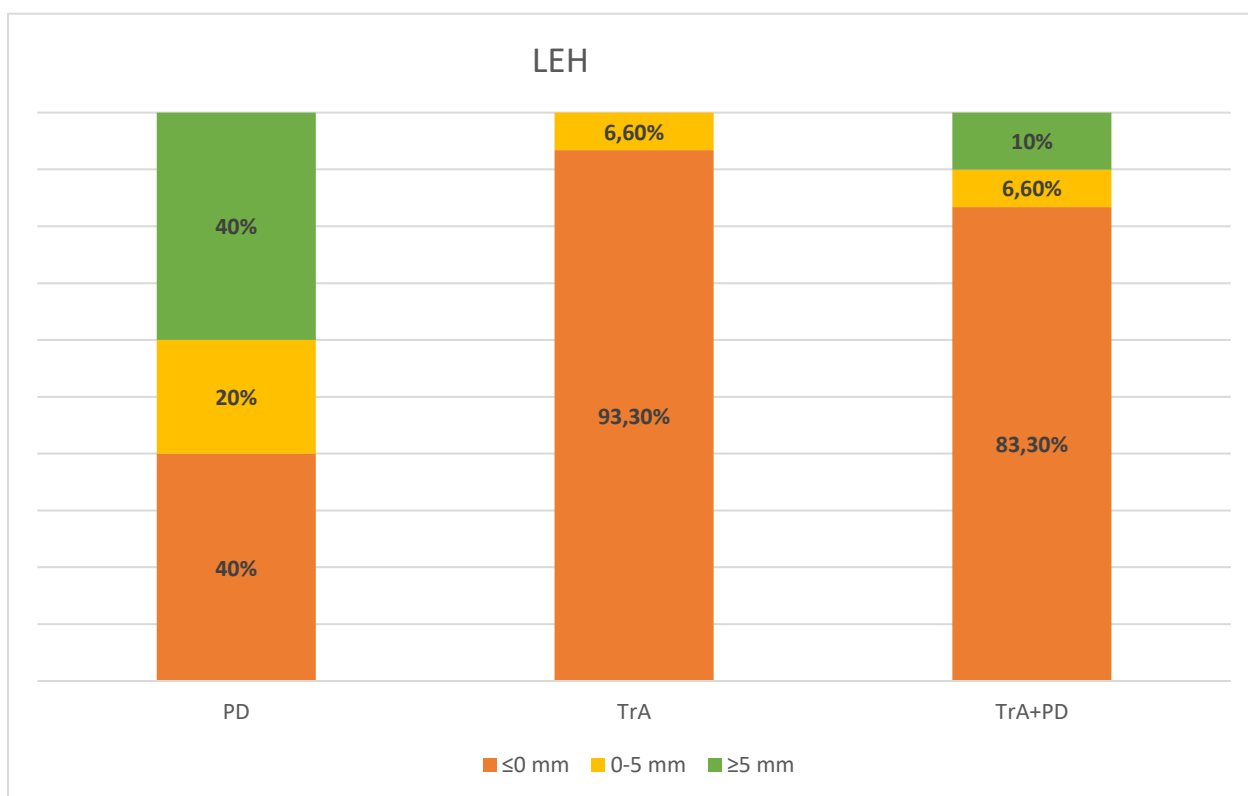
Proměnná	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Mdn</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>IQR</i>
<i>PD</i>	1,8	7,3	3,2	-8,8	15,8	11,3
<i>TrA</i>	-8,5	5,9	-7,2	-20,5	4	6,88
<i>TrA+PD</i>	-6,9	7,4	-6,5	-22,4	6,7	5,03

Vysvětlivky: *M* – průměr; *SD* – směrodatná odchylka; *Mdn* – medián; *Min* – minimum; *Max* – maximum; *IQR* – mezikvartilové rozpětí

Zdroj: vlastní

Na základě zprůměrovaných hodnot lze odečíst rozdíly mezi zapojením PD samostatně a dalších dvou variant. Rozdíl mediánu pro zapojení PD a m. TrA samostatně je 10,4 mm. Mezi zapojením PD samostatně a kombinací m. TrA a PD je rozdíl průměrů 9,7 mm. Nasednutí kontrakce pánevního dna na aktivovaný m. TrA se oproti zapojení pouze m. TrA projevilo rozdílem průměrů o velikosti 0,7 mm ve prospěch kombinovaného zapojení svalů ve smyslu větší distance liftu PD.

Procentuální zastoupení naměřených hodnot bylo zpracováno do grafu viditelného na obrázku 12, kde lze pozorovat největší distanci liftu PD u varianty zapojení svalů PD samostatně.



Obrázek 8 Procentuální znázornění distancí liftů PD vleže

Zdroj: vlastní

Na základě tohoto tvrzení a naměřených hodnot lze vyhodnotit, že se pánevní dno zapojilo dostatečně v poloze na zádech při zapojení svalů PD samostatně v největším počtu případů, tedy ve 40 % (12 probandek). Naopak při samostatném zapojení m. TrA se naměřit distanci liftu baze MM nepodařilo ani u jedné z probandek, kde byl také zaznamenán nejvyšší výskyt negativních hodnot.

Na základě těchto výsledků tedy vyplývá, že nejideálnější pozicí pro lift baze MM je povel k zapojení svalů PD samostatně, kde byl zaznamenán lift pánevního dna u 60 % probandek, u dvou zbylých variant pouze 6,6 % (m. TrA) a 16,6 % (TrA+PD) a také v tomto případě byl více než 2krát vyšší výskyt naměřených negativních hodnot.

11.2 Výsledky k výzkumné otázce číslo 2

VO2: Která z kombinací zapojení svalů (m. transversus abdominis, svaly pánevního dna, m. transversus se svaly pánevního dna) je pro lift pánevního dna nejvhodnější v poloze v sedě?

Druhá výzkumná otázka zkoumá míru liftu pánevního dna při zapojení PD samostatně, při zapojení m. TrA a jejich kombinované kontrakci v poloze v sedě.

Pro vyhodnocení druhé výzkumné otázky byla nejdříve naměřená data zpracována v rámci základní popisné statistiky, která vychází z měření v poloze vleže na zádech. Údaje jsou viditelné v tabulce 4.

Tabulka 4 Popisná statistika souboru ($n=30$)

Proměnná	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Mdn</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>IQR</i>
<i>PD</i>	-0,3	6,8	0,7	-10,6	9,8	11,6
<i>TrA</i>	-9,64	5,4	-10,3	-19,9	6,1	4,93
<i>TrA+PD</i>	-7,2	9,2	-7,5	-42,1	8	7,13

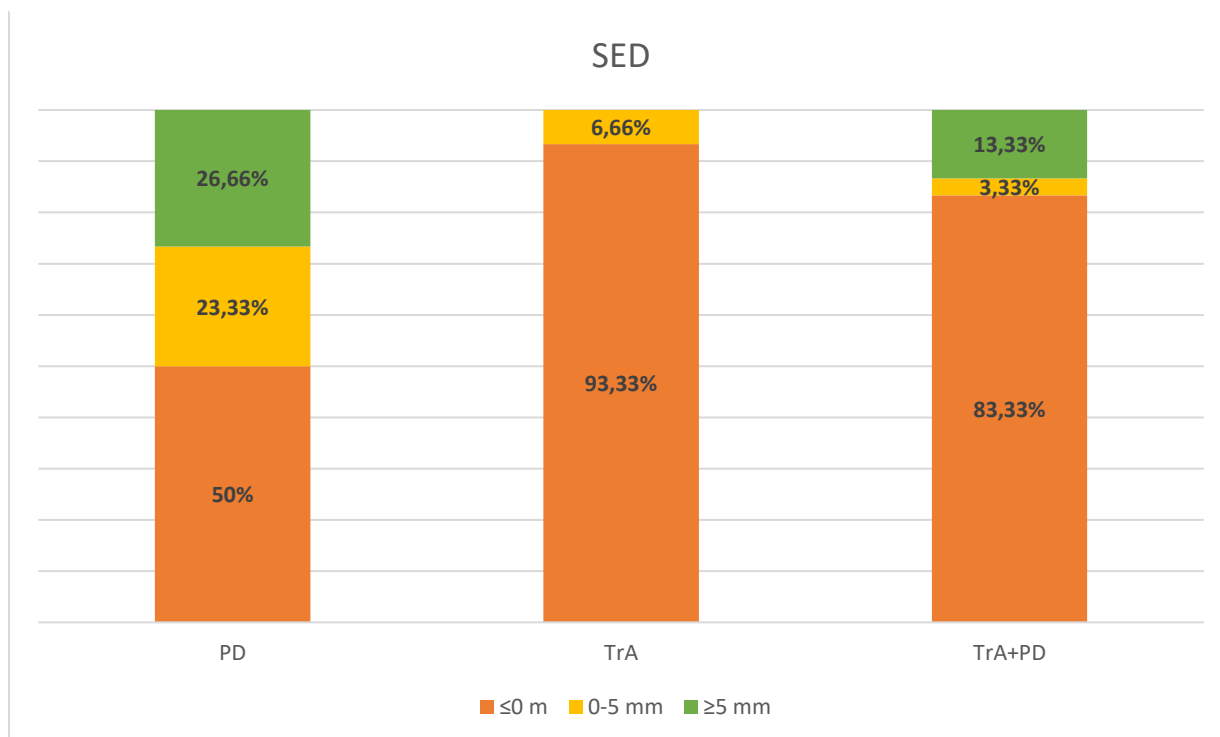
Vysvětlivky: *M* – průměr; *SD* – směrodatná odchylka; *Mdn* – medián; *Min* – minimum; *Max* – maximum; *IQR* – mezikvartilové rozpětí

Zdroj: vlastní

Na základě mediánů naměřených hodnot lze vyhodnotit rozdíly mezi jednotlivými variantami. Rozdíl mezi variantou zapojení PD samostatně a aktivace přes m. TrA je 11 mm. Mezi aktivací přes PD a kombinací m. TrA s PD je rozdíl hodnot 8,2 mm. Varianta m. TrA a m. TrA+PD jsou od sebe rozdílné o 2,8 mm.

Naměřené hodnoty byly zaškálované do tří skupin podle výšky liftu a počet výskytu mezi probandkami byl převeden na procenta. Grafické zjednodušené znázornění je viditelné na obrázku 13.

Obrázek 9 Procentuální znázornění distancí liftů v sedě



Zdroj: vlastní

Z grafu lze odečíst, že nejideálnější variantou pro distanci liftu baze MM v poloze v sedě je varianta samostatného zapojení svalů PD, kde ideálně zapojilo PD 8 ze 30 probandek, tedy 26,66 %. Naproti tomu varianta zapojení pouze m. TrA byla nejméně ideální, kde probandky nebyly schopné ideálně zapojit svaly PD vůbec. U poslední z variant toho docílilo probandky 4, tedy 13,33 %.

Výskyt negativních hodnot byl nejnižší u varianty samostatné aktivace PD, kde činil 50 %. U obou následujících variant přesahoval 80 %.

Interpretace výsledků zní tak, že nejideálnějším povel k nejvyšší distanci liftu baze MM, je povel k samostatnému zapojení svalů PD, kde se hodnoty přesahující nulu naměřily u 50 % probandek. U varianty m. TrA se hodnoty přesahující nulu zaznamenaly u 1 probandky a výskyt negativních hodnot byl 1,8krát vyšší než u varianty PD. U kombinované varianty byly kladné hodnoty u probandek 2 a výskyt negativních hodnot 1,6krát vyšší než u varianty aktivace přes PD.

11.3 Výsledky k výzkumné otázce číslo 3

VO3: Která z kombinací zapojení svalů (m. transversus abdominis, svaly pánevního dna, m. transversus se svaly pánevního dna) je pro lift pánevního dna nejvhodnější v poloze ve stoji?

Třetí výzkumná otázka se zaměřuje na určení míry liftu a určení nejvhodnější zkoumané varianty zapojení svalů.

Hodnoty získané při měření distance baze MM během ultrazvukového vyšetření ve stoji byly statisticky popsány a údaje byly zaznamenány do tabulky číslo

Tabulka 5 Popisná statistika souboru (n=30)

<i>Proměnná</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Mdn</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>IQR</i>
<i>PD</i>	5,3	6,7	5,5	-11,4	19	9,98
<i>TrA</i>	-6,6	7,6	-7,1	-19,4	9,7	7,8
<i>TrA+PD</i>	-2,5	8,1	-4,2	-19,4	12,6	12,65

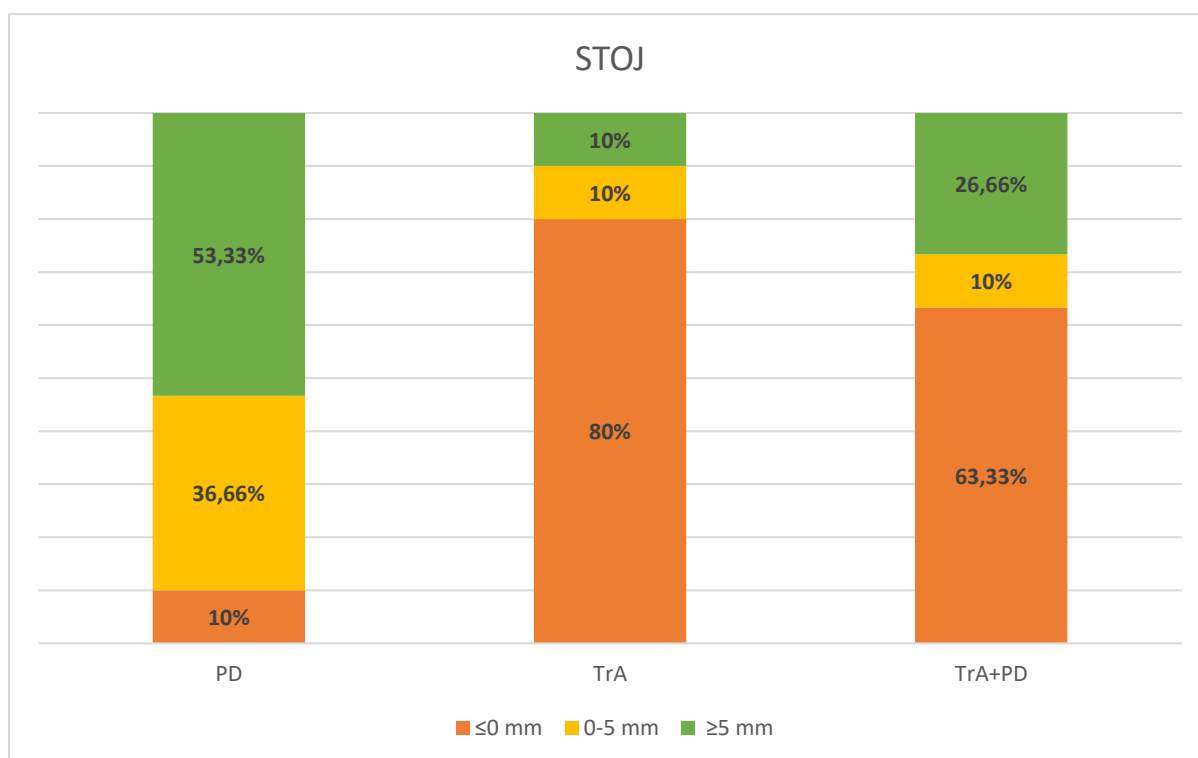
Vysvětlivky: M – průměr; SD – směrodatná odchylka; Mdn – medián; Min – minimum; Max – maximum; IQR – mezikvartilové rozpětí

Zdroj: vlastní

Z vypočtených mediánů lze vyhodnotit rozdíly mezi variantami zkoumanými UZ vyšetřením. Největší rozdíl je mezi variantou zapojení PD a m. TrA, kdy je průměr první z variant vyšší o 12,6 mm. Mezi variantou PD a m. TrA+PD je rozdíl hodnot menší a činí 9,7 mm. Mezi hodnotou m. TrA a m. TrA kombinovaného se svaly PD je rozdíl hodnot průměru 2,9 mm.

Procentuální vyjádření výskytu naměřených hodnot mezi respondentkami byl rozdělen dle intervalů (≥ 5 mm, 0-5 mm, ≤ 0 mm), v nichž se hodnota vyskytuje, do tří skupin. Rozdělení je znázorněno graficky na obrázku 14.

Obrázek 10 Procentuální znázornění distancí liftů ve stoji



Zdroj: vlastní

Z grafu lze odečíst, že nejčastější výskyt ideálního zapojení je u varianty zapojení PD samostatně, kde byla distance liftu nad 5 mm zaznamenána u více než poloviny respondentek, tedy 16 ze 30 (53,33 %) a výskyt negativních hodnot se oproti předchozím polohám snížil na 10 %. Hodnoty nad 5 mm byly ve druhé variantě naměřené u 3 respondentek a výskyt negativních hodnot byl taktéž nejnižší při zapojení v této poloze. Při zapojení PD přes m. TrA v koaktivaci s PD byly hodnoty nad 5 mm u 26,66 % subjektů a negativní hodnoty byly zaznamenány u 63,33 % probandek.

Ze získaných dat lze vyhodnotit, že nejefektivněji zapojené svaly PD jsou při samostatné aktivaci PD, kde bylo schopno liftu baze MM v kladném intervalu 90 % probandek. Nejméně vhodnou variací je samostatné zapojení m. TrA, kde kladných hodnot dosáhlo jen 20 %, o téměř dvojnásobně více probandek kladných hodnot dosáhlo u kombinovaného zapojení svalů PD a m. TrA.

11.4 Výsledky k výzkumné otázce číslo 4

VO: Jaká je souvislost mezi frekvencí sportovní aktivity a hodnotami liftu PD?

Z dotazníkového šetření bylo zjištěno, že třetina zkoumaného souboru provádí pravidelně sportovní aktivitu více než 4krát týdně, zhruba 36 % probandek se pravidelně sportovní aktivitě nevěnují vůbec a 33 % o frekvenci 1–3krát za týden. Grafické znázornění je vidět na obrázku 15.

Obrázek 11 Frekvence sportovní aktivity souboru (n=30)



Zdroj: vlastní

Data získaná při měření distance liftu baze MM ve všech polohách byla převedena na popisná statistická data a zaznamenána do tabulky 7 do jednotlivých řádků podle frekvence sportovní aktivity, kterou respondentky udaly v dotazníku.

Tabulka 6 Popisná statistika souboru (n=30)

Proměnná		M	Mdn	Max	Min
≥4/týden	PD	5,8	6,5	15,8	-6,8
	TrA	-8,6	-9,5	9,7	-19,4
	TrA+PD	-2,8	-5,3	10	-19,7
1-3/týden	PD	3,4	4,6	19	-8,5
	TrA	-8,8	-8,1	8	-20,5
	TrA+PD	-5,5	-6,4	6,7	-22,4
0/týden	PD	-1,7	-3,3	11,1	-11,4
	TrA	-6,9	-7,3	6,7	-14,5
	TrA+PD	-8	-8,2	12,6	-42,1

Vysvětlivky: M – průměr; Mdn – medián; Max – maximum; Min – minimum

Zdroj: vlastní

Byla zaregistrovaná souvislost u údajů mediánu i průměru, kde nejvyšších hodnot dosahovali respondenti, kteří udali vyšší frekvenci sportovní aktivity než 4krát/týden. Rozdíl mediánu byl mezi nejvyšší a střední frekvencí 1,9 mm, mezi frekvencí nejvyšší a nejnižší 9,8 mm. Mezi střední a nejnižší frekvencí sportovní aktivity byl rozdíl mediánů 7,9 mm.

11.5 Výsledky k hypotéze 1

H1: Jestliže respondentka udala v dotazníkovém šetření, že trpí dysmenoreou, budou naměřené distance liftu nižší než u respondentek, které ji neudaly.

Během dotazníkového šetření bylo zjištěno, že 53,33 % respondentek trpí bolestivou menstruací, v rámci H1 bude zjišťován rozdíl dat subjektů, které udaly a neudaly v dotazníkovém šetření bolestivou menstruaci, u nichž se předpokládá, že hodnoty budou nižší.

Data byla v rámci popisné statistiky zpracována do tabulky 8.

Tabulka 7 Popisná statistika souboru (n=30)

Proměnná		M	Mdn	Max	Min
Dysmenorea	PD	0,94	1,7	15	-1,06
	TrA	-8,43	-8,8	4,7	-1,99
	TrA+PD	-6,39	-7,65	7,7	-18,5
Bez bolestí	PD	4,01	5,3	1,9	-11,4
	TrA	-7,95	-10,1	9,7	-20,5
	TrA+PD	-4,4	-5,7	12,6	-42,1

Vysvětlivky: M – průměr; Mdn – medián; Max – maximum; Min – minimum

Zdroj: vlastní

U respondentek s bolestivou menstruací byly zaznamenány nižší hodnoty mediánu i v rámci hodnot zprůměrovaných u zapojení svalů PD samostatně a v kombinaci s m. TrA oproti respondentkám bez bolestí při menstruaci. Naopak při srovnání hodnot naměřených během samostatného zapojení m. TrA se taková souvislost nepotvrdila.

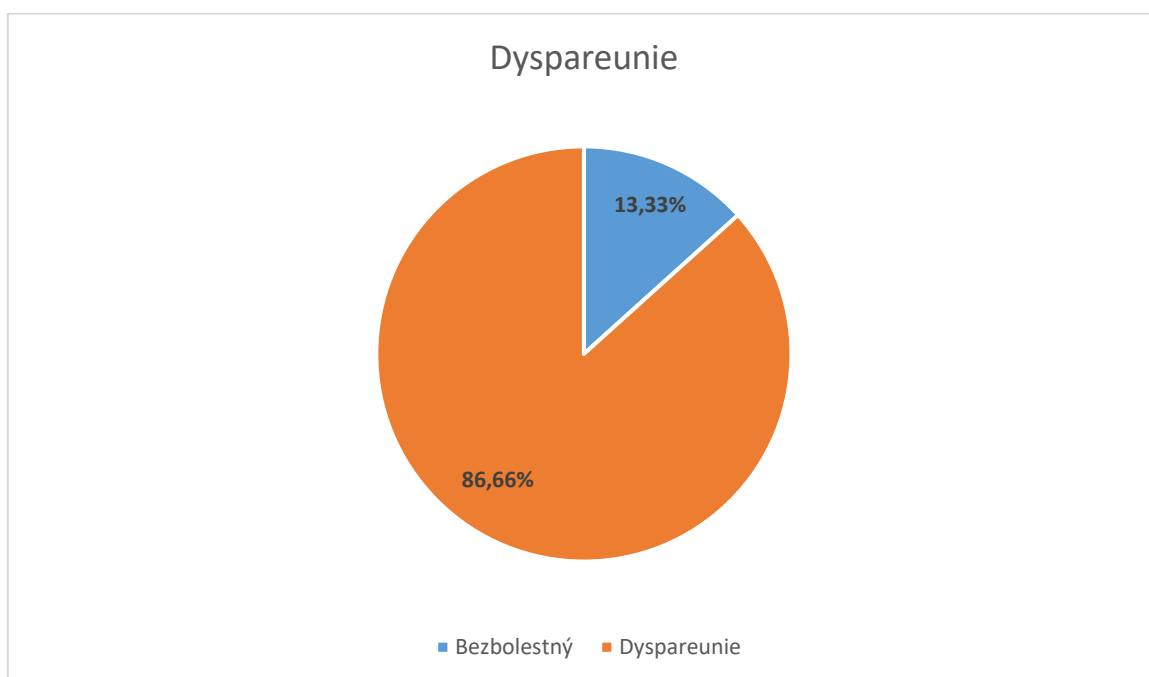
U respondentek trpících dysmenoreou je efektivita svalů PD při zapojení pouze PD o 76,56 % méně efektivní než u respondentek bez dysmenorey. Při zapojení PD i m. TrA je u respondentek udávajících bezbolestnou menstruaci efektivita zapojení 74,51 % oproti respondentkám trpících dysmenoreou.

11.6 Výsledky k hypotéze 2

H2: Jestliže respondentka udala v dotazníkovém šetření, že trpí dyspareunií, budou naměřené distance liftu nižší než u respondentek, které ji neudaly.

Bolestivý pohlavní styk udaly 4 respondentky, tedy 13,33 %. Zbytek respondentek bolestivý pohlavní styk neguje. V rámci H2 bude zjišťováno, jestli se hodnoty respondentů trpících dyspareunií a respondenti dyspareunií netrpící liší.

Obrázek 12 Grafické znázornění souboru (n=30)



Zdroj: vlastní

Na základě odebraných dat z měření liftu svalů pánevního dna, byla vypracována tabulka číslo 9 ve formě popisné statistiky.

Tabulka 8 Popisná statistika souboru (n=30)

Proměnná	M	Mdn	Max	Min
Dyspareunie	-2,38	-4,95	1,14	-9,7
Bezbolestný	2,99	4,1	11,4	-11,4

Vysvětlivky: M – průměr; Mdn – medián; Max – maximum; Min – minimum

Zdroj: vlastní

Respondentky, které uvedly, že bolestivým pohlavním stykem netrpí, měly vyšší hodnoty mediánu o 9 mm a zprůměrované hodnoty byly oproti respondentkám dyspareunií netrpících rozdílné o 5,37 mm. Hypotéza se tedy potvrdila.

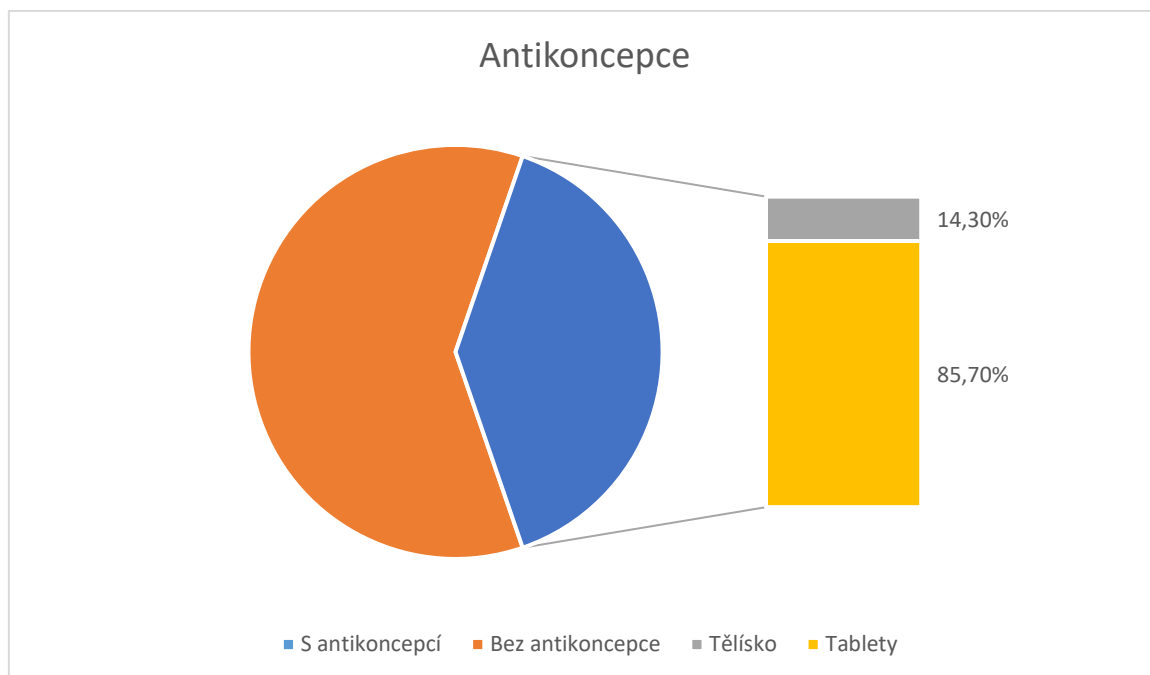
11.7 Výsledky k hypotéze 3

H3: Jestliže respondentka udala v dotazníkovém šetření, že užívá antikoncepci, budou naměřené distance liftu nižší než u respondentek, které ji neužívají.

V rámci H3 bylo zjišťováno, zda je rozdíl mezi naměřenými hodnotami respondentek, které antikoncepci užívají, či nikoliv.

Uživatelék antikoncepce bylo v souboru 47,7 %. Uživatelky ze 14,3 % jako kontraceptivum používalo hormonální tělísko a zbylých 85,7 % antikoncepci tabletovou formu (viz obrázek 14).

Obrázek 13 Grafické vyjádření uživatelek antikoncepce



Zdroj: vlastní

Do tabulky 9 byla zpracována data odebraná při měření liftu pánevního dna, která byla vyhodnocena na základě popisné statistiky.

Tabulka 9 Popisná statistika souboru

Proměnná	<i>M</i>	<i>Mdn</i>	<i>Max</i>	<i>Min</i>
Užívá	2,73	4,35	19	4,35
Neužívá	1,83	2,35	15,7	-1,01

Vysvětlivky: *M* – průměr; *Mdn* – medián; *Max* – maximum; *Min* – minimum

Zdroj: vlastní

U respondentek užívajících antikoncepci, a to jak ve formě tabletové, tak formou nitroděložního tělíška, byly podle tabulky získaná data nižší o 2 mm v případě mediánu, u průměru byly vyšší o 0,9 mm.

Hypotéza, že u uživatelek hormonální antikoncepce bude míra liftu nižší, se nepotvrdila.

DISKUZE

Jako hodnotu reprezentující naměřená data ve výzkumné otázce 1-3 jsem vybrala hodnotu medián, která definuje střed hodnot a rozděluje soubor dat podle velikosti na dvě shodné části. Pakliže tedy je medián vyšší hodnoty, je definován lift PD celého souboru jako vyšší.

Na základě výsledků výzkumné otázky 1, 2 i 3 bylo vyhodnoceno, že nejvyšší hodnoty ultrazvukového vyšetření byly naměřeny u varianty zapojení svalů PD samostatně, kde mimo jiné došlo k nejčastějším výskytu hodnot nad 5 mm, která je podle definice správného zapojení svalů PD. U zbylých variant docházelo nejčastěji k naměření negativních hodnot.

Kari, Sherburn a Allen (2003) testovali stejné varianty zapojení svalů pouze v poloze vleže a závěrem jejich výzkumné metody bylo, že ultrazvukové zobrazení pánevních svalů vykazovalo přesnější hodnoty oproti palpačnímu vyšetření, během kterého byla kontrakce několika subjektů vyhodnocena jako správná, ačkoliv ultrazvukové zobrazení zachytilo kaudální posun pánevních svalů. Výsledky srovnání efektivity mezi jednotlivými svaly vyšly ve prospěch samostatného zapojení svalů pánevního dna a doporučili od oslovení pánevního dna přes m. TrA upustit.

V rámci jedné ze studií (Sapsford, a další, 2001), kde byla testována pomocí EMG (elektromyografie) koaktivace svalů břišních a svalů pánevního dna, bylo docíleno závěru, že při maximální kontrakci svalů PD dochází současně ke zvýšení aktivity všech testovaných břišních svalů (m. obliquus extensor abdominis, rectus abdominis a transversus abdominis). Elektromyograficky bylo taktéž zachyceno, že aktivita m. TrA byla při extendované páteři významně větší než u ostatních svalů, zároveň byla zaznamenána koaktivace m. TrA s m. pubococcygeus. V závěru byla zmíněná koaktivace vyhodnocená za normální u subjektů bez symptomů dysfunkce PD.

Opačnou posloupnost kontrakce svalů testovali o rok později Sapsford a Hodges (2001) a byla opět potvrzena koaktivace PD s m. TrA.

Negativní hodnoty naměřené při kontrakci samotného m. TrA by mohly být interpretovány jako nedostatečná síla pánevního dna, která není schopna dosáhnout takových hodnot, aby mohla působit proti vzniklému intraabdominálnímu tlaku při kontrakci m. TrA. (Kari, a další, 2003)

Ultrazvuková diagnostika byla jako validní neinvazivní metoda k vyhodnocení svalové aktivity musculus transversus abdominis a měření jeho kontrakce testována několika studiemi. Např. Hodges, Pengel, Herbert a Gandevia (2003) uvádí, že je touto metodou možné zachytit 12% maximální volní kontrakce tohoto svalu.

Na základě zmíněných studií je možné se domnívat, že subjekty, které vykázaly pokles svalů PD při kontrakci m. TrA či při kombinaci m. TrA se svaly PD, i když při samostatném zapojení hodnoty vykazovaly nad 5 mm, neměly svaly pánevního dna schopnost vyvinout dostatečnou sílu proti intraabdominálnímu tlaku.

Zároveň ale proběhly studie (Peschers, a další, 1996; Whittaker, a další, 2007), které upozorňují na možnou falešnou interpretaci výsledků. K nesprávnému odečtu může docházet, pokud dojde ke zvýšení intraabdominálního tlaku nebo ke kontrakci svalu v blízkém okolí aj., kdy by se vyšetřující neměl zaměřovat pouze na zdánlivou vzdálenost výchozího bodu a bodu koncového, ale diagnostikovat aktivitu svalu také podle změny v tloušťce svalu, která s aktivací klesá. Stejně tak je distance PD závislá na laxitě vaziva, která definuje klidovou polohu svalů pánevního dna. Znamená to tedy, že výchozí poloha svalů může být nižší a naměřená vzdálenost vyšší. Menší lift pánevního dna by tedy nutně nemusel znamenat nižší efektivitu svalu, ale spíše tuhost vazivové tkáně.

Tato teorie byla podpořena výzkumem (Howard, a další, 2000), který u žen s močovou inkontinencí zaznamenal větší naměřené distance než u žen bez ní, které naopak vykazovaly větší vazivovou oporu pánevního dna při aktivitách zvyšujících nitrobřišní tlak.

Na základě získaných dat bylo vyhodnoceno, že pro zapojení svalů reprezentovaného naměřenou vzdáleností liftu baze MM byla poloha ve stoje, kde se podařilo správně zapojit PD 53,33 % subjektů, nejideálnější V poloze v sedu byla efektivita zapojení 49,99 %, vleže byla ve vztahu ke stoji efektivita 75%.

K podobným výsledkům došla studie (Kelly, a další, 2007), kde byli testováni muži i ženy v poloze ve stoji a vleže, která zaznamenala výrazně vyšší distanci naměřenou ve stoji než vleže. Stejně tak výsledky vypovídají o souvislosti mezi vytrvalostí a míře distance liftu baze MM.

Dietz a Clark (2001) naopak došli při testování polohy ve stoji a vleže v souvislosti s markery dysfunkce pánevního dna u vzorku o 132 ženách, že mezi distancí liftu u jednotlivých poloh není signifikantní rozdíl, ačkoliv udávají, že kontrakce PD byla ve stoji obtížnější. Studií však byla zaznamenána o 5 mm vyšší klidová pozice baze MM, což by opět mohlo být důvodem nesprávného vyhodnocení výsledků z UZ vyšetření.

Studie provedená Capson, Nashed a McLean (2011) zaznamenala vyšší aktivitu PD v klidové poloze ve stoji než v poloze vleže. Byla zde testována i aktivita PD ve vztahu k poloze pánve, kde byl zaznamenán vliv na kontraktilitu svalů pánevního dna a na intravaginální tlak. Neutrální pozice a volný stoj zde byly uvedeny jako nejlepší pro aktivaci PD při maximální míře kontrakce, jelikož je zde nejvíce využito potenciálu koaktivace se svaly abdominálními a bráničí.

Údaje zkoumané dotazníkovým šetřením byly vybírané v korelaci se standardizovaným PPA (Palaščák pelvic approach) protokolem užívaného k vyhodnocení funkce pánevního dna a na základě studií zabývajících se vlivy na dysfunkci pánevního dna.

Dotazníkovým šetřením byla odebrána anamnestická data, která by mohla mít souvislost s dysfunkcí pánevního dna, a to tak, že jsou příčinou dysfunkce, důsledkem, či jsou dávána do souvislosti jako možná prevence dysfunkce.

V rámci této výzkumné práce nebyla zkoumána data týkající se inkontinence, endometriózy, gynekologické operace a docházení na terapii pánevního dna, a to z důvodu, že počet respondentek byl u každé z otázek 1 a toto množství bylo pro vyhodnocení možné souvislosti s naměřenými daty nedostačující.

Inkontinence je však jedním z nejčastějších symptomů dysfunkčního pánevního dna a prevalence se zvyšuje s věkem, bylo předpokladem, že by respondentka míry aktivace PD měla nižší než respondentky inkontinencí netrpící. Naopak ale studie (Howard, 2000) prováděná na kontinentních nulliparách a primiparách a inkontinentních primiparách uvádí, že ženy kontinentní měly míru liftu nižší z důvodu pevného vazivového aparátu, který poskytoval oporu PD.

Výzkumná otázka číslo 4 se zabývala souvislostí, kterou mezi sebou má distance liftu PD a fyzická aktivita. V rámci dotazníkového šetření byly respondentky požádány o vyjádření frekvence prováděné aktivity, pokud ji provádějí pravidelně. Přibližně třetina respondentek sportovala o frekvenci vyšší než 4krát v týdnu, 36,66 % respondentek uvedlo rozmezí 2-3krát v týdnu a zbylých 30 % pravidelnou aktivitu neprovádí vůbec. V komparaci s daty z ultrazvukového šetření byla zaznamenána přímá úměra. Čím vyšší frekvence fyzické aktivity byla, tím vyšší byla hodnota distance liftu.

Lze také říct, že schopnost subjektů zapojit PD nad 5 mm klesá, čím nižší je frekvence fyzické aktivity.

Přímá úměra mezi frekvencí fyzické aktivity a distancí liftu baze MM byla zaznamenána u samostatného zapojení PD, tak i u aktivace m. TrA, na který nasedá kontrakce PD, a to jak v případě zprůměrovaných hodnot, tak hodnot mediánu.

Naopak při zapojení pouze m. TrA je mezi mediány v souvislosti s frekvencí sportovní aktivity nepřímá úměra, tedy čím vyšší je frekvence fyzické aktivity, tím nižší je hodnota distance liftu.

Studie (Zhu, a další, 2008) zabývající se potenciálními rizikovými faktory vzniku močové inkontinence u žen vyhodnotila nedostatek fyzické aktivity jako jeden z faktorů vzniku stresové močové inkontinence. Jiná studie (Lee, a další, 2012) uvedla, že frekvence fyzické aktivity na snížení rizik vzniku močové inkontinence není statisticky signifikantní, ačkoliv uvádí, že úroveň fyzické aktivity byla u subjektů s inkontinencí nižší.

Další ze studií (Qiu, 2011) zabývající se vztahem mezi BMI, obvodem trupu, rekreační aktivity a prevalence močové inkontinence, došla k závěru, že úměra mezi prováděním sportu rekreačně je nepřímá. Hodně frekventovaná fyzická aktivita může zvyšovat nitrobřišní tlak a způsobit únavnost svalů PD. Střední frekvence prováděné fyzické aktivity byla autory interpretována jako možnost posílení nejen svalů pánevního dna, ale i jako faktor v problematice snížení rizika vzniku močové inkontinence.

Studie, které by dávaly ultrazvukové měření dysfunkce pánevního dna do přímé souvislosti s frekvencí fyzické aktivity, nebyly autorkou práce nalezeny.

Hypotéza číslo 3 nebyla potvrzena, tedy neplatí, že distance liftu pánevního dna byla u uživatelék antikoncepce vyšší než u skupiny antikoncepci neužívající. Z dat bylo vyhodnoceno, že hodnoty ultrazvukového měření byly vyšší právě u uživatelék.

Souvislost mezi sexuální dysfunkcí, mezi jejíž projevy se řadí i dotazníkem zmiňovaná dyspareunie, a užíváním hormonální antikoncepce se zabývali i Casado-Espada, de Alarcón, de la Iglesia-Larad, Bote-Bonaachea (2019), kteří potvrzují možnou souvislost mezi změnami v hodnotách sexuálních hormonů jako androgeny, estradiolem a hladinou progesteronu a sexuální dysfunkce. Zmiňují však, že studie zabývající se touto problematikou jsou nekonzistentní a často si odporují a nabádají k rozsáhlejším výzkumům, stejně tak tvrdí i další studie. (Both, a další, 2019)

Champaneria, D'Andrea, Latthe (2016) vliv na funkci pánevního dna v rámci vzniku jiných rizik připouští, ale vedlejší efekt vzniku dyspareunie nepotvrzují z důvodu inkonzistentních výsledků.

Dyspareunie je jedním z příznaků endometriózy, která by v tomto případě mohla být způsobená zvýšených svalovým tonem oblasti levator hiatus v klidu, která je při dyspareunii menší, jak zmiňuje studie. (Mambrouk, a další, 2020), která k vyšetření použila transabdominální ultrazvuk. Obdobnou problematikou se zabývala studie (Del

Forno, 2020), kde by zkoumán tonus PD před a po rehabilitaci u pacientek s endometriózou trpících dyspareunií, u nichž došlo ke zlepšení symptomů po terapii.

Výsledky studie (Deffieux, a další, 2015) zabývající se studiem vlivu rehabilitace pánevního dna po těhotenství, zjistila, že vliv na prevalenci dyspareunie cvičení nemá minimálně rok od porodu, doporučuje ji však u močové inkontinence

11.8 Limity studie

Hlavním limitem studie je, že měření dat bylo provedeno autorkou práce samostatně po pouhé konzultaci s magistrou fyzioterapie. Bylo zběžně vysvětleno, jak se s ultrazvukovým přístrojem pracuje a jakým způsobem se měření liftu baze MM provádí.

V běžné praxi je k ultrazvukové diagnostice nutné mít nejméně bakalářský titul a k tomu být absolventem kurzu ultrazvukové diagnostiky, proto by bylo vhodnější si k ultrazvukovému měření domluvit konzultanta.

Problémem při sběru dat bylo také, že je jejich sběr nutné provádět manuálně přes dotykovou obrazovku. Bod počáteční je nutné označit ručně křížkem při současně manipulaci se sondou přiloženou k pacientově tělu a stejně tak se musí označit konečná poloha baze MM. Mohlo tedy dojít k nepřesnému označení místa a tím mohlo dojít k nepřesnému naměření hodnoty vzdálenosti výchozí a výsledné polohy baze MM.

Subjekty během vyšetření uváděly, že jim náplň MM nebyla komfortní, je tak možné, že diskomfort během vyšetření mohl vést k ovlivnění síly zapojení.

Problematika diagnostiky a dysfunkce pánevního dna je záležitostí týkající se nejen ženského pohlaví, ale i mužského, proto si myslím, že je limitem, že byl výzkum zaměřen pouze na ženy.

Výzkumný soubor byl vymezen na subjekty ve věkovém rozmezí 21-27, což je dalším limitem studie, jelikož data studie nelze dále generalizovat na jiné věkové kategorie. Data mimo jiné nelze generalizovat z důvodu nízkého počtu subjektů. Pro získání objektivnějších dat by bylo vhodné výzkumný soubor rozšířit.

Výzkumný soubor byl také vymezen pouze na studentky vysoké školy. V následujících studiích by proto bylo přínosné, kdyby se výzkumný soubor zaměřil i na jiné skupiny subjektů.

ZÁVĚR

Vyhodnocením a porovnáním statistických dat bylo zjištěno, že nejvyšší efekt na míru hodnoty liftu pánevního dna má varianta zapojení svalů pánevního dna samostatně. Míra liftu baze MM u zbylých dvou variant nebyla tak významná.

Při povelu k zapojení pouze PD byly mimo jiné významně vyšší hodnoty liftu PD nad 5 mm, které jsou definovány jako správná kontrakce svalů PD.

Poloha nejvhodnější pro aktivitu svalů pánevního dna byla poloha ve stoje, kde byly naměřeny hodnoty liftu signifikantně vyšší, než u polohy v sedě a vleže.

Souvislost mezi frekvencí fyzické aktivity a kvality zapojení pánevního dna byla ve vztahu přímé úměry, tedy čím vyšší frekvence prováděné fyzické aktivity subjektu byla, tím vyšší byly naměřené hodnoty distance liftu baze MM.

Bylo potvrzeno, že pokud respondentky v dotazníkovém šetření udaly, že trpí dysmenoreou a dyspareunií, jejich naměřené hodnoty byly nižší než u respondentek, které problém negovaly.

SEZNAM LITERATURY

Ballas, Rüdiger G. The Piezoelectric Effect – an Indispensable Solid State Effect for Contemporary Actuator and Sensor Technologies. *Journal of Physics: Conference Series* [online]. 2021, **1775**(1) [cit. 2022-03-14]. ISSN 1742-6588. Dostupné z: doi:10.1088/1742-6596/1775/1/012012

Beneš, Jiří, Jiráček, Daniel a Vítek, František. 2015. *Základy lékařské fyziky*. Praha : Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015. 978-80-246-2645-1.

Beneš, Jiří, Stránský, Pravoslav a Vítek, František. 2007. *Základy lékařské biofyziky*. Praha : Karolinum, 2007. 978-80-246-1386-4.

Both, Stephanie, Michal Lew-Tarowicz, Mijal Luria, et al. Hormonal Contraception and Female Sexuality: Position Statements from the European Society of Sexual Medicine (ESSM). *The Journal of Sexual Medicine* [online]. 2019, **16**(11), 1681-1695 [cit. 2022-03-31]. ISSN 17436095. Dostupné z: doi:10.1016/j.jsxm.2019.08.005

BØ, Kari, Margaret Sherburn a Trevor Allen. Transabdominal ultrasound measurement of pelvic floor muscle activity when activated directly or via a transversus abdominis muscle contraction. *Neurourology and Urodynamics* [online]. 2003, **22**(6), 582-588 [cit. 2022-03-30]. ISSN 07332467. Dostupné z: doi:10.1002/nau.10139

Casado-Espada, Nerea M., Rubén de Alarcón, Javier I. de la Iglesia-Larrad, Berta Bote-Bonaecha a Ángel L. Montejo. Hormonal Contraceptives, Female Sexual Dysfunction, and Managing Strategies: A Review. *Journal of Clinical Medicine* [online]. 2019, **8**(6) [cit. 2022-03-30]. ISSN 2077-0383. Dostupné z: doi:10.3390/jcm8060908

Cattin, Philippe, *University of Basel* [online]. 17.9.2016 [cit. 29.3.2022]. Dostupný na WWW: [https://miac.unibas.ch/PMI/05-UltrasoundImaging.html#\(37\)](https://miac.unibas.ch/PMI/05-UltrasoundImaging.html#(37))

Capson, Angela Christine, Joseph Nashed a Linda McLean. The role of lumbopelvic posture in pelvic floor muscle activation in continent women. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2011, **21**(1), 166-177 [cit. 2022-03-31]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2010.07.017

Champaneria, Rita, Ruben Mamprin D'Andrea a Pallavi M. Latthe. Hormonal contraception and pelvic floor function: a systematic review. *International Urogynecology Journal* [online]. 2016, **27**(5), 709-722 [cit. 2022-03-30]. ISSN 0937-3462. Dostupné z: doi:10.1007/s00192-015-2833-3

Čech, Evžen a spolupracovníci. 1982. *Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii*. Praha : Avicenum, 1982.

Deffieux, X., S. Vieillefosse, S. Billecoq, A. Battut, J. Nizard, B. Coulm a T. Thubert. Rééducation périnéale et abdominale dans le post-partum : recommandations. *Journal de Gynécologie Obstétrique et Biologie de la Reproduction* [online]. 2015, **44**(10), 1141-1146 [cit. 2022-03-31]. ISSN 03682315. Dostupné z: doi:10.1016/j.jgyn.2015.09.023

Del Forno, Simona, Alessandro Arena, Martina Alessandrini, et al. Transperineal Ultrasound Visual Feedback Assisted Pelvic Floor Muscle Physiotherapy in Women With Deep Infiltrating Endometriosis and Dyspareunia: A Pilot Study. *Journal of Sex & Marital Therapy* [online]. 2020, **46**(7), 603-611 [cit. 2022-03-31]. ISSN 0092-623X. Dostupné z: doi:10.1080/0092623X.2020.1765057

Dietrich, C. F. a kol. 2008. *Ultrasonografie: Orgánové zobrazení pro základní, nadstavbové a závěrečné kurzy.* Košice : Equilibria, 2008. 978-80-89284-20-7.

Dietz, H. P. a B. Clarke. The Influence of Posture on Perineal Ultrasound Imaging Parameters. *International Urogynecology Journal* [online]. 2001, **12**(2), 104-106 [cit. 2022-03-30]. ISSN 0937-3462. Dostupné z: doi:10.1007/PL00004030

Drzezo. *Ultrasonic systems* [online]. 5. 6. 2016 [cit. 29.3.2022]. Dostupný na WWW: <https://radiologykey.com/ultrasonic-systems/>

Ferda, Jiří, a další. 2015. *Základy zobrazovacích metod.* Praha : Galén, 2015. 978-80-7492-173-5.

H Lee, Andy; Hirayama Fumi. Physical activity and urinary incontinence in older adults: a community-based study. *Current aging science*, 2012, 5.1: 35-40.

Hodges, P.W., L.H.M. Pengel, R.D. Herbert a S.C. Gandevia. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle & Nerve* [online]. 2003, **27**(6), 682-692 [cit. 2022-03-30]. ISSN 0148-639X. Dostupné z: doi:10.1002/mus.10375

Howard, D. Differential effects of cough, valsalva, and continence status on vesical neck movement. *Obstetrics & Gynecology* [online]. **95**(4), 535-540 [cit. 2022-03-30]. ISSN 00297844. Dostupné z: doi:10.1016/S0029-7844(99)00618-3

Humphrey, Victor F. Ultrasound and matter—Physical interactions. *Progress in Biophysics and Molecular Biology* [online]. 2007, **93**(1-3), 195-211 [cit. 2022-03-21]. ISSN 00796107. Dostupné z: doi:10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.024

Kane, D., Grassi, W., Sturrock, R., Balint, P. V.. A brief history of musculoskeletal ultrasound: 'From bats and ships to babies and hips', *Rheumatology*, Volume 43, Issue 7, July 2004, Pages 931–933, <https://doi.org/10.1093/rheumatology/keh004>

Kelly, Malina, B-K Tan, Judith Thompson, Sara Carroll, Melissa Follington, Alicia Arndt a Melissa Seet. Healthy adults can more easily elevate the pelvic floor in standing than in crook-lying: an experimental study. *Australian Journal of Physiotherapy* [online]. 2007, **53**(3), 187-191 [cit. 2022-03-30]. ISSN 00049514. Dostupné z: doi:10.1016/S0004-9514(07)70026-0

Kinnear, William a Kumaran, Maruti. 2009. *Ultrasound of the Chest- A guide for clinicians*. Trumpton : Nottingham University Press, 2009. 978-1-904761-42-6.

Kolář, Pavel a al., et. 2012. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha : Galén, 2012. 978-80-7262-657-1.

Kováč, Alexandr a kol. 1995. *Abdominální ultrasonografie*. Martin : Osveta, 1995. 80-217-0469-1.

Králová, Magda, *edu.techmania* [online]. [cit. 29.3.2022]. Dostupný na WWW: <http://edu.techmania.cz/cs/encyklopedie/fyzika/akustika/vlneni>

Kupková, Hana; Petr, Jaroslav. *eluc.kr-olomoucky* [online]. [cit. 29.3.2022]. Dostupný na WWW: <https://eluc.kr-olomoucky.cz/verejne/lekce/1694>

Lepil, Oldřich. 2001. *Fyzika pro gymnázia: Mechanické kmitání a vlnění*. Praha : Prometheus, 2001. 80-7196-216-3.

Mohamed, Mabrou; del Forno, Simona; Spezzano, Alessandra; et al. Painful Love: Superficial Dyspareunia and Three Dimensional Transperineal Ultrasound Evaluation of Pelvic Floor Muscle in Women with Endometriosis. *Journal of Sex & Marital Therapy* [online]. 2020, **46**(2), 187-196 [cit. 2022-03-31]. ISSN 0092-623X. Dostupné z: doi:10.1080/0092623X.2019.1676852

Manikandan, A., Yassine Slimani, A. Dinesh, et al. Perovskite's potential functionality in a composite structure. *Hybrid Perovskite Composite Materials* [online]. Elsevier, 2021, 2021, s. 181-202 [cit. 2022-03-21]. ISBN 9780128199770. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-819977-0.00008-1

Mayeen, A. a N. Kalarikkal. Development of ceramic-controlled piezoelectric devices for biomedical applications. *Fundamental Biomaterials: Ceramics* [online]. Elsevier, 2018, 2018, s. 47-62 [cit. 2022-03-21]. ISBN 9780081022030. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-08-102203-0.00002-0

Nalos, Daniel, Mach, Dušan a kol. 2010. *Periferní nervové blokády: pro klinickou praxi včetně ultrazvukového navádění*. Praha : Grada, 2010. 978-80-247-3280-0.

O'Neill, John M.D. ed. 2008. *Musculoskeletal ultrasound*. New York : Springer, 2008. 978-0-387-76609-6.

Peschers, U, G Schaer, C Anthuber, J Oldelancey a B Schuessler. Changes in vesical neck mobility following vaginal delivery. *Obstetrics & Gynecology* [online]. 1996, **88**(6), 1001-1006 [cit. 2022-03-30]. ISSN 00297844. Dostupné z: doi:10.1016/S0029-7844(96)00338-9

Poděbradský, Jiří a Poděbradská, Radana. 2009. *Fyzikální terapie: Manuál a algoritmy*. Praha : Grada, 2009. 978-80-247-2899-5.

Poděbradský, Jiří a Vařeka, Ivan. 1998. *Fyzikální terapie I*. Praha : Grada, 1998. 80-7169-661-7.

Qiu, Jie, Ling LV, Xiaojuan Lin, et al. Body mass index, recreational physical activity and female urinary incontinence in Gansu, China. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology* [online]. 2011, **159**(1), 224-229 [cit. 2022-03-31]. ISSN 03012115. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejogrb.2011.07.016

Sapsford, R., Hodges, P., Richardson, C., Cooper, D., Markwell, S. and Jull, G. (2001), Co-activation of the abdominal and pelvic floor muscles during voluntary exercises. *NeuroUrol. Urodyn.*, 20: 31-42. [https://doi.org/10.1002/1520-6777\(2001\)20:1<31::AID-NAU5>3.0.CO;2-P](https://doi.org/10.1002/1520-6777(2001)20:1<31::AID-NAU5>3.0.CO;2-P)

Sapsford, Ruth R. a Paul W. Hodges. Contraction of the pelvic floor muscles during abdominal maneuvers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2001, **82**(8), 1081-1088 [cit. 2022-03-30]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1053/apmr.2001.24297

Speed, C. A. 2001. Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions. *Rheumatology* [online]. **40**(12), 1331-1336 [cit. 2022-03-13]. ISSN 14602172. Dostupné z: doi:10.1093/rheumatology/40.12.1331

Tarábek, Pavol, Červinková, Petra a kol. 2006. *Odmaturuj z fyziky*. Brno : DIDAKTIS, 2006. 80-7358-058-6.

Tennfjord, M. K., G. Hilde, J. Stær-Jensen, M. Ellström Engh a K. BØ. Dyspareunia and pelvic floor muscle function before and during pregnancy and after childbirth. *International Urogynecology Journal* [online]. 2014, **25**(9), 1227-1235 [cit. 2022-03-31]. ISSN 0937-3462. Dostupné z: doi:10.1007/s00192-014-2373-2

Vařeka, Ivan. 1995. *Základy fyzikální terapie*. Olomouc : Univerzita Palackého, 1995. 80-7067-491-1.

Vošický, Zdeněk, Lank, Vladimír a Vondra, Miroslav. 2007. *Matematika a fyzika: Matematika, cvičení z matematiky, fyzika.* Havlíčkův Brod : Fragment, 2007. 978-80-253-0523-2.

Vlachová, Magda. *Mechanické kmitání a vlnění* [online]. podzim 2012 [cit. 29.3.2022]. Dostupný na WWW: <https://is.muni.cz/el/1431/podzim2012/F1141/um/superzabavnejucebnitext.pdf>

Watson, Tim. 2008. *Electrotherapy: Evidence-based practice.* Edinburgh : Churchill Livingstone Elsevier Ltd., 2008. 978-0-443-10179-3.

Whittaker, Jackie L., Deydre S. Teyhen, James M. Elliott, Katy Cook, Helene M. Langevin, Haldis H. Dahl a Maria Stokes. Rehabilitative Ultrasound Imaging: Understanding the Technology and Its Applications. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2007, **37**(8), 434-449 [cit. 2022-03-30]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2007.2350

York, George a Yongmin Kim. Ultrasound Processing and Computing: Review and Future Directions. *Annual Review of Biomedical Engineering* [online]. 1999, **1**(1), 559-588 [cit. 2022-03-22]. ISSN 1523-9829. Dostupné z: doi:10.1146/annurev.bioeng.1.1.559

Zhu, Lan, Jinghe Lang, Hong Wang, Shaomei Han a Jianshi Huang. The prevalence of and potential risk factors for female urinary incontinence in Beijing, China. *Menopause* [online]. 2008, **15**(3), 566-569 [cit. 2022-03-31]. ISSN 1072-3714. Dostupné z: doi:10.1097/gme.0b013e31816054ac

SEZNAM PŘÍLOH

- Příloha A – Informovaný souhlas
- Příloha B – Dotazník

PŘÍLOHY

Příloha A – Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS s výzkumem k bakalářské práci

NÁZEV PRÁCE

Možnosti využití ultrazvukových zobrazovacích metod ve fyzioterapii

STUDENT

Jméno: Kateřina Hejpetrová

Katedra rehabilitačních oborů

Fakulta zdravotnických studií ZČU

Email: khejpetr@fzs.zcu.cz

VEDOUcí BP:

Jméno: Mgr. Petra Poková

Otto Bock ČR s.r.o.

Protetická 460, Zruč-Senec, 330 08

Email: pokova@ottobock.cz

Jméno účastníka studie:

CÍL STUDIE:

Cílem studie je diagnostika pánevního dna v závislosti na využití poloze a zapojení skupiny svalů za současného odebrání anamnestických dat formou dotazníku.

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

Datum:

Datum:

Podpis účastníka studie:

Podpis studenta:

Zdroj: vlastní

Příloha B – Dotazník

Pánevní dno

Prosím o vyplnění doplňujícího dotazníku k vyšetření pánevního dna.

Otázky jsou směřované na data potřebná k diagnostice příznaků dysfunkce pánevního dna.

Veškerá data budou dále anonymizovaná, identifikační údaje jsou uvedeny pouze k přiřazení k údajům z ultrazvukového vyšetření.

Děkuji za účast!

- 1. Jméno a příjmení:**

- 2. Věk**

- 3. Váha**

- 4. Výška**

- 5. Je pohlavní styk bolestivý?**
 - a) Ano
 - b) Ne

- 6. Těhotenství?**
 - a) Jsem těhotná
 - b) Prodělala jsem potrat
 - c) Porodila jsem
 - d) Žádné z uvedených

- 7. Užíváte antikoncepci?**
 - a) Ano
 - b) Ne

- 8. Pokud ano, jakou formu? (Tělísko, tablety...):**

- 9. Trpíte únikem moči?**
 - a) Ano
 - b) Ne

- 10. Vyskytl se u Vás někdy v minulosti zánět močového ústrojí?**
 - a) Ano
 - b) Ne

11. Prodělala jste nějaké gynekologické operace?

- a) Ano
- b) Ne

12. Pokud ano, jakou a kdy?:

13. Máte bolestivou menstruaci?

- a) Ano
- b) Ne

14. Byla Vám diagnostikována endometrióza?

- a) Ano
- b) Ne

15. Docházela jste na terapii svalů pánevního dna?

- a) Ano
- b) Ne
- c) Stále chodím

16. Sport?:

Provádíte pravidelně nějaký druh fyzické aktivity? Pokud ano, o jaké frekvenci a jaký druh fyzické aktivity?

Zdroj: vlastní