

UNIVERZITA KARLOVA

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

EXPANZE BŘIŠNÍ STĚNY V ZÁVISLOSTI NA ZMĚNĚ NITROBŘIŠNÍHO TLAKU

Diplomová práce

Bc. Patricie Podskalská

Praha 2020

Autor práce: Bc. Patricie Podskalská

Vedoucí práce: Mgr. Jakub Novák

Oponent práce: Doc. MUDr. Alena Kobesová, Ph.D.

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Rok obhajoby diplomové práce: 2020

Identifikační záznam:

PODSKALSKÁ, P. *Expanze břišní stěny v závislosti na změně nitrobřišního tlaku*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2020, 83 s. Vedoucí diplomové práce Mgr. Jakub Novák

Název práce: Expanze břišní stěny v závislosti na změně nitrobřišního tlaku.

Abstrakt:

Tato diplomová práce zkoumá vztah mezi hodnotou nitrobřišního tlaku a expanzí břišní stěny. Teoretická část přináší přehled poznatků o funkci nitrobřišního tlaku a o možnostech objektivizace posturálních funkcí. Jsou zde popsány studie, které se zabývaly vlivem IAP na stabilitu páteře. Součástí teoretické části je také podrobný popis jednotlivých invazivních i neinvazivních metod měření nitrobřišního tlaku a aktivace břišních svalů.

Metodika práce: V praktické části byl měřen nitrobřišní tlak pomocí anorektální manometrie a expanze břišní stěny přístrojem DNS brace. Změřeno bylo 31 zdravých probandů průměrného věku 26,77 let (SD 3,01) v pěti posturálně odlišných situacích vestoje: při klidovém dýchání, Valsalvově manévru, Müllerově manévru, bráničním testu a v situaci s přidanou externí zátěží v podobě statického držení činky.

Výsledky práce: Mezi hodnotami tlaku získanými z přístroje DNS brace a z anorektální manometrie byla prokázána statisticky významná korelace ($p < 0,001$) ve všech pěti testovaných situacích. U všech situací byl Pearsonův korelační koeficient vyšší než 0,6, což znamená, že korelace hodnot byla velmi silná. Nejsilnější korelaci vykazovala poslední situace, statické držení činky, a nejnižší Müllerův manévr.

Závěr práce: Bylo prokázáno, že při zvýšení nitrobřišního tlaku dochází k úměrné expanzi břišní stěny v místech nad tříselným vazem a v oblasti trigonum lumbale superius, tudíž bylo potvrzeno, že palpačním vyšetřením v uvedených oblastech můžeme nepřímo hodnotit výši nitrobřišního tlaku.

Klíčová slova: nitrobřišní tlak, expanze břišní stěny, anorektální manometrie, objektivizace posturálních funkcí

Bibliographical record:

PODSKALSKA, P. *Expansion of the abdominal wall as a consequence of intraabdominal pressure*. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, 2020, 83 p. Supervisor Mgr. Jakub Novák

Title: Expansion of the abdominal wall as a consequence of intraabdominal pressure

Abstract:

The thesis examines the relationship between the level of intra-abdominal pressure and abdominal wall expansion. The theoretical part brings an overview of knowledge about the function of intra-abdominal pressure and about the possibilities of objectification of postural functions. There are described studies which dealt with the influence of intra-abdominal pressure on the stability of spine. Theoretical part also includes detailed description of individual invasive and non-invasive methods of measurement of intra-abdominal pressure and activation of abdominal muscles.

Work methodology: In the practical part the intra-abdominal pressure was measured using anorectal manometry and abdominal wall expansion by utilizing DNS brace device. 31 healthy examinees with average age of 26.77 (SD 3.01) were measured in five different standing postural situations: during resting breathing, Valsalva Maneuver, Müller's maneuver, diaphragm test and in the situation with added external load in the form of static holding of dumbbell.

Results of the thesis: Among the values of the pressure gathered from the DNS brace device and from anorectal manometry was proven statistically important correlation ($p < 0.001$) in all five tested situations. In all situations the Pearson Correlation Coefficient was higher than 0.6 which means that the correlation of values was very strong. The strongest correlation was shown by the last situation, static holding of dumbbell and the lowest by Müller's maneuver.

Conclusion: It was proven that during the increase of intra-abdominal pressure occurs proportional abdominal wall expansion in places above the inguinal ligament and in the area of trigonum lumbale superius. So it was proven that by palpation in those areas we can indirectly assess the level of intra-abdominal pressure.

Keywords: intra-abdominal pressure, abdominal wall expansion, anorectal manometry, objectification of postural functions

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Jakuba Nováka, uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržela zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 4. 8. 2020

Bc. Patricie Podskalská

Poděkování autora

Na prvním místě bych chtěla poděkovat Mgr. Jakubu Novákovi za pomoc, vedení a cenné rady při vytváření mé diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Jakubu Kvorkovi za konzultace ohledně fungování biomechanických modelů IAP, probandům, kteří se zúčastnili studie, a také své rodině za podporu během celého studia.

OBSAH

| | |
|----------------------------------------------------|-----------|
| SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK | 10 |
| ÚVOD | 12 |
| 1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ | 13 |
| 1.1 Stabilita bederní páteře | 13 |
| 1.2 Intraabdominální tlak | 14 |
| 1.2.1 Svaly účastnící se zvýšení IAP..... | 21 |
| 1.2.1.1 Bránice | 21 |
| 1.2.1.2 Břišní svaly | 22 |
| 1.2.1.3 Svaly pánevního dna | 23 |
| 1.2.2 IAP a jeho vliv na jiné systémy | 23 |
| 1.3 Objektivizace posturálních funkcí | 24 |
| 1.3.1 Měření IAP | 24 |
| 1.3.1.1 Laparoskopické měření | 25 |
| 1.3.1.2 Cévní katert ve vena cava inferior | 26 |
| 1.3.1.3 Intravezikální sonda | 26 |
| 1.3.1.4 Gastrická sonda | 29 |
| 1.3.1.5 Intravaginální sonda..... | 31 |
| 1.3.1.6 Anorektální sonda | 33 |
| 1.3.2 Měření aktivace břišních svalů..... | 35 |
| 1.3.2.1 Elektromyografie | 35 |
| 1.3.2.2 Dynamometrie..... | 35 |
| 1.3.2.3 Pressure biofeedback unit | 37 |
| 1.3.2.4 Příklad Ohmbelt..... | 38 |
| 1.3.2.5 DNS brace..... | 38 |
| 1.3.2.6 Ultrazvukové měření..... | 38 |
| 1.3.2.7 Klinické testy | 38 |

| | | |
|----------|----------------------------------------|-----------|
| 2 | CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY | 40 |
| 2.1 | Cíle | 40 |
| 2.1.1 | Dílčí cíle | 40 |
| 2.2 | Hypotézy | 40 |
| 2.2.1 | Hypotéza 1 | 40 |
| 2.2.2 | Hypotéza 2 | 40 |
| 2.2.3 | Hypotéza 3 | 40 |
| 2.2.4 | Hypotéza 4 | 40 |
| 2.2.5 | Hypotéza 5 | 40 |
| 3 | METODIKA | 42 |
| 3.1 | Charakteristika souboru | 42 |
| 3.1.1 | Inkluzivní kritéria | 42 |
| 3.1.2 | Exkluzivní kritéria | 42 |
| 3.2 | Přístroj DNS brace | 43 |
| 3.3 | High resolution anorektální manometrie | 44 |
| 3.4 | Příprava měření | 44 |
| 3.5 | Měřené situace | 45 |
| | První situace | 45 |
| | Druhá situace: | 46 |
| 4 | VÝSLEDKY | 51 |
| 4.1 | Výsledky celkově | 51 |
| 5 | DISKUZE | 54 |
| 5.1 | Diskuze k teoretické části | 54 |
| 5.2 | Diskuze k praktické části | 57 |
| 5.2.1 | Výsledky | 59 |
| 5.2.2 | Limity | 61 |
| 6 | ZÁVĚR | 62 |

| | |
|-----------------------------|-----------|
| ZDROJE | 63 |
| SEZNAM OBRÁZKŮ | 79 |
| SEZNAM GRAFŮ | 80 |
| SEZNAM TABULEK..... | 81 |
| PŘÍLOHY | 82 |

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

BMČ – bibliographia medica Čechoslovaca

BMI – body mass index

CT – výpočetní tomografie

cm – centimetr

cmH₂O – centimetr vodního sloupce

č. – číslo

DNS – dynamická neuromuskulární stabilizace

EMG – elektromyografie

et al. – a kolektiv

H₀ – nulová hypotéza

H₁ – alternativní hypotéza

hod. – hodina

IAP – nitrobřišní tlak

kg – kilogram

kPa – kilopascal

LBP – low back pain

m. – musculus

MEMS – mikro-elektro-mechanické systémy

ml – mililitr

mm. – musculi

mmHg – milimetr rtuti

ms – milisekunda

N – newton

PC – osobní počítač

PCB – desky plošných nspojů

pCO₂ – parciální tlak oxidu uhličitého

s – sekunda

SIAS – spina iliaca anterior superior

TX – Texas

UK – Velká Británie

USA – Spojené státy americké

ÚVOD

Trupovou stabilizaci zajišťují zádové svaly, především monosegmentální mm. multifidi spolu se svaly, které jsou svou kontrakcí schopny generovat nitrobřišní tlak. Nitrobřišní tlak (IAP) je vytvářen koordinovanou kontrakcí bránice, břišního svalstva a svalů pánevního dna. Bránice a pánevní dna tvoří dva písky, které při aktivaci tlačí proti sobě. Abdominální svaly svojí kontrakcí brzdí pohyb obsahu břišní dutiny do stran a do boku (Hodges, 1999; Chaitow et al., 2014). IAP je hydraulický tlak, který působí všemi směry, „zpevňuje“ (stabilizuje) trup a snižuje axilární kompresi (Hodges, 2007). Je zvyšován během aktivit, které zvyšují nároky na stabilizaci páteře. Hodges v roce 2005 svojí experimentální studií potvrdil, že pouhé zvýšení nitrobřišního tlaku bez aktivity břišního a zádového svalstva zvyšuje stabilitu bederní páteře.

Hodnotu nitrobřišního tlaku je možno měřit několika různými invazivními i neinvazivními způsoby. V rehabilitační medicíně se měření nitrobřišního tlaku využívá převážně jen v experimentálních studiích. K jeho měření se nejčastěji využívají vaginální, rektální nebo gastrické sondy (Malbrain, 2004). Měření IAP je často doplňováno o hodnocení aktivity svalů pomocí elektromyografie. EMG však nehodnotí celkovou koordinaci trupových svalů, ale spíše lokální svalové změny, a není ani příliš vhodnou metodou pro hodnocení hlubokých svalů. Z tohoto důvodu byly vyvinuty svalové dynamometry, které umožňují neinvazivní zhodnocení funkce svalů stabilizačního systému páteře (Malátová et al., 2007; Malátová et al., 2008; Malátová et al., 2013; Ramhorst et al., 2007). Ramhorst et al. v roce 2011 vytvořili studii, ve které se snažili zjistit, jak se chová břišní stěna při zvýšení nitrobřišního tlaku. Studie naznačila, že při zvýšení IAP dochází k expanzi břišní stěny. Měření však probíhalo na zesnulých, což ovlivňuje výpovědní hodnotu této studie.

Nejčastějším nástrojem pro hodnocení trupové stabilizace v rehabilitaci je palpce břišní stěny, proto chceme pomocí přístroje DNS brace, který snímá rozšíření břišní stěny v oblasti nad tříselným vazem v místě spojnice bispinální mamilární linie a dorzálně oboustranně v oblasti horního trigonum lumbale, toto vyšetření objektivizovat. Cílem diplomové práce je objektivní posouzení korelace mezi zvýšením IAP a zvětšením expanze břišní stěny v pěti posturálně odlišných situacích u zdravých probandů. Studie podobného typu zatím nebyla provedena.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1.1 Stabilita bederní páteře

Během fyzické zátěže musí být neustále udržována stabilita bederní páteře. Při nestabilitě se zvyšuje riziko jejího poranění. Stabilita páteře je zajištěna pomocí kostěných struktur, ligamentózního a svalového aparátu, a to prostřednictvím souhry mezi extenzory bederní a dolní hrudní páteře se svaly, které vytvářejí nitrobršišní tlak. (Hodges et al., 2005; Cholewický et al., 1996b; Čihák, 2016).

Pro pochopení mechanismu, který je využíván ke vzpřímenému držení těla, je nutné nejprve pochopit základy kineziologie a posturální ontogeneze. Za předpokladu fyziologického vývoje mozku uzrává na konci čtvrtého měsíce stabilizační souhra svalů, která umožňuje vytvořit postavení páteře, jež odpovídá jejímu optimálnímu statickému zatížení. Během posturální ontogeneze dochází k vývoji stabilizace páteře, která následně prostřednictvím svalové aktivity modeluje i anatomický vývoj páteře. Vzpřímené držení těla je realizováno pomocí kontrakcí svalů s antagonistickou funkcí. Vývojový model stabilizace páteře je centrálně určen. Je možné ho vybavit i reflexně, například pomocí Vojtovy reflexní lokomoce. V centrálním programu stabilizace hraje zásadní roli souhra mezi povrchovými a hlubokými svaly (Vojta et al., 1984; Vojta & Peters, 2010; Vojta, 1993; Kolář & Lewit, 2005).

V odborných člancích se často setkáváme s pojmem hluboký stabilizační systém páteře, jde o aktivaci monosegmentálních svalů, především mm. multifidi, a s těmito svaly zřetězenou kontrakci bránice, pánevního dna a břišních svalů, které spolu generují nitrobršišní tlak, a zajišťují tak ventrální stabilizaci bederní páteře (MacDonald et al., 2006; Kolář & Lewit, 2005; Hodges & Gandevia, 2000; Chaitow et al., 2014). V oblasti krční páteře jde o koaktivaci mezi hlubokými flexory a extenzory krční páteře. V dnešní době víme, že stabilizace páteře se účastní všechny svaly trupu a krku. Aktivací svalů se eliminují vnější síly působící na páteř, jako jsou například kompresivní nebo střížné síly. Pokud není páteř adekvátně stabilizována pomocí stabilizačního systému páteře, dochází k aktivaci povrchových extenzorů páteře a k jejímu přetěžování (Málátová et al., 2013; Cholewický, 1999a; Hodges, 1997).

Studiemi bylo prokázáno, že aktivace bránice, abdominálních a zádových svalů, předchází jakékoliv pohybové činnosti horních i dolních končetin (Hodges, 1997). Například při flexi v kyčelním kloubu nedojde pouze k zapojení flexorů kyčelního kloubu, které vykonávají vlastní pohyb, ale zároveň se automaticky aktivují i svaly, které zajišťují stabilizaci jejich úponových oblastí. To znamená, že se aktivují hluboké extenzory páteře ve spolupráci se svaly, které zajišťují zvýšení

nitrobršního tlaku. Insuficience stabilizačního systému páteře je jedním z nejvýznamnějších etiopatologických faktorů způsobujících bolesti zad. (Kolář & Lewit, 2005; Kolář et al., 2012). Studie Hodgese (1997, 2000) ukázaly, že při nefyziologické stabilizaci páteře, v situaci kdy stabilizační funkci přebírají hlavně povrchové dorzální svaly a ventrální stabilizace v podobě nitrobršního tlaku je insuficientní, dochází k výraznému oslabení až atrofii hlubokých extenzorů páteře. Podle studie, kterou provedl Hodges v roce 2015, dochází u osob po poranění páteře (after low back injury) k zmnožení tukové a pojivové tkáně v mm. multifidi, přeměně pomalých svalových vláken na rychlá a k expresi cytokinů (tumor nekrotizujícího faktoru, interleukinu 1) a dalších molekul. Podle této studie nedochází k atrofii, ale k strukturální přestavbě svalu (Hodges, 2015).

V souvislosti se stabilizací páteře je dobré připomenout Panjabihho koncept neutrální zóny. Panjabihho neutrální zóna je velmi malý rozsah pohybu obratle, kterému je kladen minimální odpor ligamentózními, kostěnými a svalovými strukturami. Je to prostor před dosažením fyziologické bariéry při pasivním vyšetření segmentu. Při aktivním pohybu se situace bude měnit. Během aktivního pohybu je neutrální zóna popsána dvěma sousedními obratli, kdy vektorový součet sil působící na segment se rovná nule. Toto postavení chrání před přetěžováním. U nestabilních kloubů dochází k rozšíření neutrální zóny. Jako důsledek rozšíření neutrální zóny vznikají několikanásobná mikrotraumata v oblasti chrupavek meziobratlových kloubů, intravertebrálních disků a měkkých tkání. Zabránit těmto strukturálním změnám je možné pomocí svalové stabilizace (Panjabi et al., 1989).

1.2 Intraabdominální tlak

Nitrobršní tlak (IAP), jak již bylo zmíněno, je primárně vytvářen koordinovanou kontrakcí bránice, bršního svalstva a svalů pánevního dna. Je zvyšován během aktivit, při kterých je nutná stabilizace páteře. Jedná se tedy o většinu aktivit, které během dne vykonáváme. Zvyšuje se například při chůzi, skákání nebo zdvihání horních končetin, ale i při defekaci, kašli nebo během porodu. Velmi výrazně se zvyšuje při vzpírání a zvedání těžkých břemen (Grillner et al., 1978; Cobb et al., 2005). Intraabdominální tlak působí všemi směry, zpevňuje trup, snižuje axilární kompresi a přenáší zatížení na větší plochu. Chrání páteř od přílišného zatížení, které na páteř nemusí působit přímo, ale může na ni působit skrze zatížení končetin (Hodges et al., 2007). Zpevnění páteře se účastní i zmiňované hluboké extenzory páteře – mm. multifidi, které stabilizují jednotlivé segmenty páteře a podílejí se na segmentálním pohybu (Hodges & Gandevia, 2000).

IAP je vázán na dýchání. Během inspiria dochází k tomu, že bránice se kontrahuje kaudálním směrem do dutiny břišní a vyvolává tlak na břišní orgány. Současně s kontrakcí bránice dochází i ke kontrakci svalů pánevního dna, která brání výhřezu pánevních orgánů. Bránice a pánevní dno vytvářejí dva píсты, které tlačí proti sobě. Musculus transversus abdominis svou kontrakcí brzdí pohyb obsahu břišní dutiny do stran a dopředu, a tím zajišťuje vznik IAP (Hodges, 1999). Na generování IAP se podílí i mm. obliqui interni abdominis, které komprimují břišní orgány více než mm. recti abdominis nebo mm. obliqui externi abdominis. Pro stabilizační funkci páteře je velmi důležité, aby byl nitrobřišní tlak udržen i během výdechu (Norris, 2008).

Již v minulosti se vědělo, že během života musí být stabilita bederní páteře udržována. Neustále ale byla kladena otázka, co konkrétně bederní páteř stabilizuje. Je to mnohými tolik zmiňovaný nitrobřišní tlak nebo je IAP pouze vedlejší produkt pracujících svalů a stabilizace páteře se neúčastní?

Davis v roce 1959 vysledoval, že intraabdominální tlak se zvyšuje při zdvihání těžkých břemen. První hypotézy, které uváděly, že tlak uvnitř břišní dutiny může poskytnout určité odlehčení bederní páteři, přinesli Bartelin (1957), Keith (1923) a Morris et al., (1961). V této době se myslelo, že dutina břišní vyvíjí hydrostatický tlak dolů na pánevní dno a nahoru na bránici. Tato síla měla zvyšovat „napětí“ páteře a vykonávat její distrakci, která měla vést k snížení komprese obratlů. Bylo provedeno několik studií, které se snažily tuto hypotézu potvrdit, ale většina z nich selhala (Bearn, 1961; Krag et al., 1984; McGill & Norman, 1987).

Ve studii Bradforda a Spurlinga (1945) bylo výpočtem dokázáno, že musculus erector spinae způsobuje při pohybu zatížení páteře až 1500 liber (680 kg). Bartelin v roce 1957 provedl zátěžové testy intervertebrálních disků, které probíhaly v místním automobilovém závodě na přístroji schopném měnit zatížení součástek. Ukázalo se, že k poškození intervertebrálních disků dochází již při zatížení 300 až 1200 liber (136–544 kg), přičemž střední hodnota byla 750 liber (340 kg). Na základě výsledků testu autor usoudil, že musí existovat určitý mechanismus odlehčení páteře. Bartelin se domníval, že toto odlehčení způsobuje nitrobřišní tlak, k jehož zvýšení dochází při aktivaci břišních svalů. Pro potvrzení své hypotézy provedl i experimentální studii na probandech. Měřil IAP pomocí gastrické balónové sondy a aktivitu abdominálních svalů pomocí EMG při silovém vzpírání v různých polohách. Výsledky EMG břišních svalů při vzpírání ukázaly, že musculus rectus abdominis se do vytvoření IAP nezapojuje, zapojení šikmých břišních svalů není na EMG prokazatelné, ale Bartelin jejich účast předpokládá, a uvádí, že největší účast na zvýšení IAP má m. transversus abdominis (Bartelin, 1957).

Našlo se mnoho odpůrců, kteří tvrdili, že role IAP ve snižování zatížení páteře je přeceňována. Těmito odpůrci byli například Bearn (1961), Grew (1980) a Ekholm et al. (1982). Kelsey v roce 1975 zaznamenala vyšší výskyt výhřezů plotýnek u lidí, kteří trpěli chronickým kašlem. Při kašlání dochází k výraznému zvýšení intraabdominálního tlaku, takže by se očekávalo, že se bude komprese obratlů snižovat, a tudíž bude výskyt výhřezů menší. Tato studie však ukázala opak, a Kelsey se proto domnívala, že příliš velkým zvýšením nitrobřišního tlaku může dojít i ke strukturálnímu poškození tkání. Hypotéza byla taková, že aktivita břišních svalů zvyšuje kompresi bederních obratlů, protože produkují flexorový moment, který musí být vyvažován extenzorovým momentem, tedy aktivací m. erector spinae.

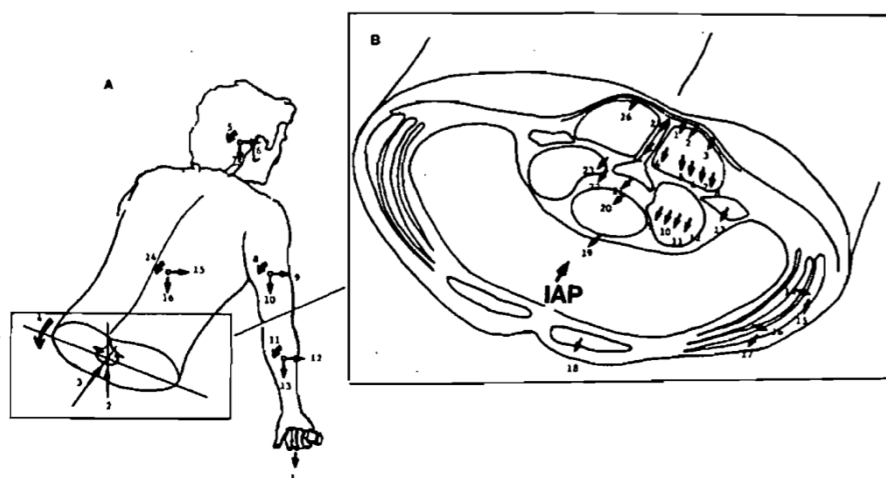
Ekholm et al. (1982) studovali zatížení a moment síly působící na segment L5/S1 při zdvihání břemene ze země na stůl ve čtyřech odlišných situacích. Cílem práce bylo popsat následujících pět faktorů:

- změnu ve velikosti zatížení v segmentu L5/S1 v průběhu pohybu
- zlomek zatížení způsobený vahou lidského těla
- EMG aktivitu musculus rectus femoris, musculus obliquus internus abdominis, musculus erector spinae během zvedání břemene
- rozdíly ve svalové aktivaci ve čtyřech různých pozicích zdvihání
- rozdíly v kompresi segmentu L5/S1

Studie ukázala malou aktivitu šikmých břišních svalů v každé ze čtyř možných situací. Na základě předchozích studií Bartelina (1957) a Morrise et al. (1961), které aktivitu šikmých břišních svalů spojovaly se zvýšením nitrobřišního tlaku, došli autoři k závěru, že mechanismus snížení komprese páteře zvýšením IAP je nadhodnocen. Bartelin ale ve své studii prokázal pouze aktivitu m. transversus abdominis na zvýšení IAP. Zapojení šikmých svalů pomocí EMG rovněž neprokázal, jejich aktivitu pouze předpokládal.

Norman a McGill v roce 1987 vytvořili jeden z prvních biomechanických modelů, ve kterém se snažili objasnit funkci IAP na stabilizaci páteře. Testování účinků IAP na bederní páteř bylo založeno na dvou biomechanických modelech. První model byl dynamickou reprezentací segmentů pánve, hrudníku, břicha, hlavy, krku, horních končetin a byl určen pro výpočet reakčního momentu kolem disku L4/L5. Druhý model počítal rozdělení uvedeného reakčního momentu na svalové, diskové a ligamentové složky, pomocí kterých byly určeny kompresní a smykové složky sil na úrovni L4/L5. Nejdůležitějším výsledkem modelu obratlové jednotky byl reakční moment disku L4/L5 (viz obrázek

č. 1), který byl získán pomocí analýzy výslednice sil a momentů na horní končetině (viz vektory 15, 16 na obrázku č. 1).



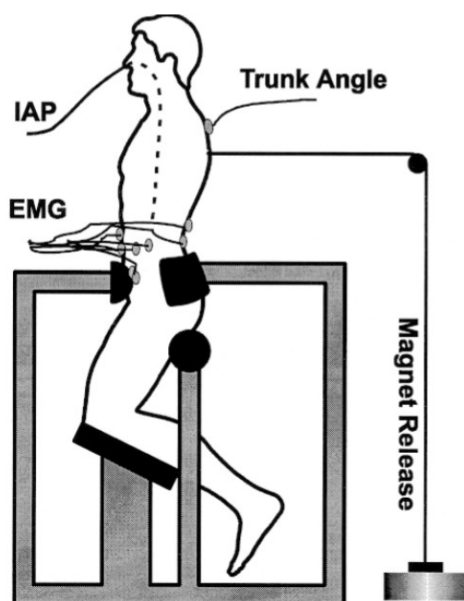
Obrázek 1: Reakční moment disku L4/L5 (Norman & McGill, 1987)

Model obratlové jednotky zahrnoval 48 svalů, 7 vazů, pánev, hrudník a 5 lumbálních obratlů. Vlastnosti svalové tkáně a její geometrie (průřez, začátek, úpon) byly převzaty ze studie vícenásobných skenů CT (McGill et al. 1988). Tělesná kinetika byla modelována pomocí měření EMG a porovnání výsledků s pohyby probandů, které byly zachyceny na filmu. EMG bylo měřeno třem probandům během zvedání zátěže. Nebyly jim dány žádné instrukce, jak zvedání provádět. Měli za úkol zátěž zvedat co nejpřirozenějším způsobem. Odhad sil generovaných svaly byl aplikován na trojrozměrný model kostry.

Geometrický model každého svalu zahrnoval zakřivení linií tahu (pozorovaných v šikmých svalech břicha), přičemž byly určeny tlakové a smykové složky každého břišního svalu působícího na segment L4/L5. Výsledná tlaková síla působící na disk L4/L5 byla určena pomocí hodnot modelu zahrnujícího silové působení všech svalů, tíži horní části těla a hodnoty IAP. Odhad silového působení svalů je důležitý pro určení vlivu nitrobřišního tlaku.

Studie došla k závěru, že je kontraproduktivní zvyšovat IAP pomocí aktivace abdominálních svalů, a to za účelem snížení zatížení páteře. Zajímavý jev byl pozorován při sledování vývoje IAP v závislosti na poloze při zdvihání zátěže. Ze začátku měl moment IAP zápornou hodnotu, tudíž produkoval flexi. Vysvětlení je v modelování IAP jako jediné síly působící kolmo na vrchol bránice. Tato studie nepotvrdila předpoklady, které Bartelin (1959), Keith (1923), Morris et al. (1961) měli.

Ve studii, kterou provedli Cholewický et al. (1999a), se ukázalo, že při zvýšení nitrobršního tlaku se zvyšuje stabilita trupu. Nebylo však možné určit, jestli ke zvýšení stability páteře došlo díky zvýšení hodnoty IAP, nebo zda je IAP pouze důsledkem aktivity břišních svalů. Experimentu se zúčastnilo deset probandů. Pozicí pro měření byl polosed. Proband byl umístěn do speciální konstrukce, která zabraňovala pohybu v kyčelních kloubech, ale horní část těla ponechávala plně pohyblivou. Stabilita páteře byla měřena pomocí působení síly v oblasti devátého hrudního obratle. Silové působení bylo realizováno pomocí elektromagnetu, který během experimentu udržoval tah až do dosažení určité intenzity, kdy docházelo k jeho uvolnění. Byly měřeny oscilace trupu pacienta a EMG dvanácti svalů (musculi recti abdominis, musculi obliqui interni abdominis, musculi obliqui externi abdominis, musculi latissimi dorsi a bederní a hrudní erector spinae). Probandi byli instruováni, aby během studie udržovali hodnoty IAP na 0 %, 40 % a 80 % maximální hodnoty. Experiment ukázal, že stabilita páteře se zvyšuje se zvyšováním IAP i s použitím bederního pásu (Cholewický et al., 1999a).



Obrázek 2: Experimentální uspořádání zobrazující polohu probanda, speciální konstrukci, měřicí zařízení a silové působení elektromagnetu v oblasti Th9 (Cholewický et al., 1999a)

Další experimentální studii, která chtěla potvrdit hypotézu, že stabilizace páteře je podmíněna zvýšením nitrobršního tlaku, provedli v roce 1994 Cresswell et al. Biomechanické modely se stejným účelem vytvořili Cholewický et al. v roce 1999(b) a Stokes et al. v roce 2010. Bylo navrženo několik mechanismů, jak by mohl nitrobršní tlak zvyšovat stabilitu bederní páteře. První myšlenkou bylo, že IAP ovlivňuje stabilitu páteře produkcí extenzorového momentu, vyvíjením síly proti

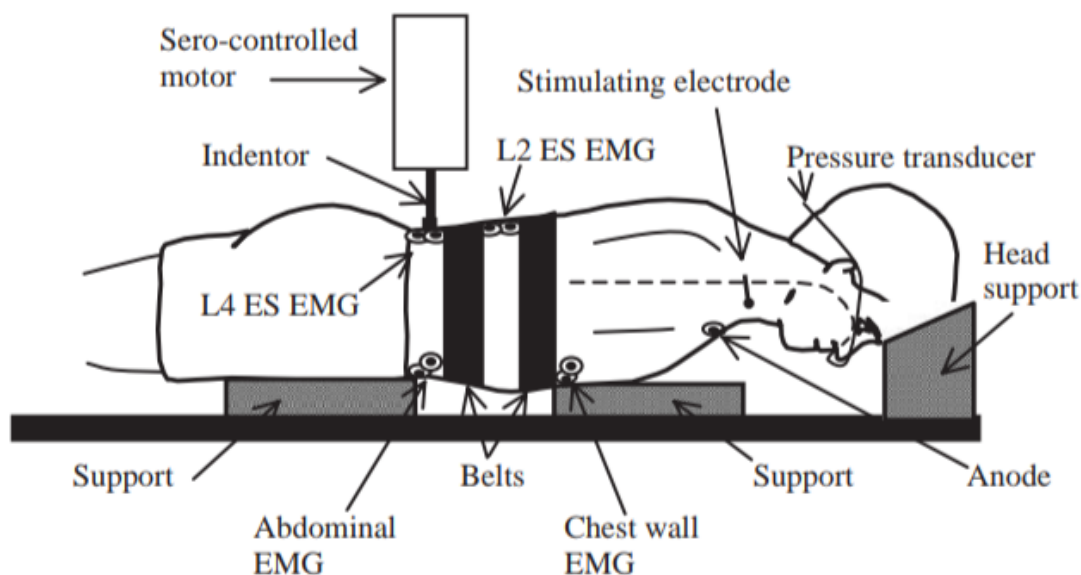
pánevnímu dnu a bránici. Extenzorový moment sám o sobě stabilitu trupu nezvyšuje, ale myslelo se, že antagonistické flexorové a extenzorové momenty by ji teoreticky zvyšovat mohly (Cholewicki et al., 1999b). Hodges v roce 2005 potvrdil, že pouhé zvýšení nitrobřišního tlaku bez aktivity břišního svalstva a také bez aktivity musculus erector spinae produkuje trupový extenzorový moment.

Druhá myšlenka, jak by nitrobřišní tlak mohl ovlivňovat stabilitu páteře, byla taková, že zvýšením IAP dojde ke zvýšení „tuhosti“ břišní dutiny a tímto mechanismem dojde k omezení meziobratlové translace a rotace (McGill & Norman, 1987; Hodges et al., 2005).

Cholewicki ve své druhé studii z roku 1999(b) vycházel z předpokladu, že svaly, které obklopují páteř, zvyšují její stabilitu. Předpokládal, že ke zvýšení stability dochází dvěma mechanismy, a to svalovou koaktivací a zvýšením nitrobřišního tlaku. IAP by měl zvyšovat stabilitu páteře bez koaktivace s m. erector spinae. V této studii byl model lidského trupu nahrazen zjednodušeným modelem obsahujícím pružiny a píst. Pružiny představovaly břišní a zádové svaly. Píst reprezentoval nitrobřišní tlak. Mechanismus IAP pro stabilizaci bederní páteře, který je zde prezentován, je v souladu s několika in vivo studii (Krag et al., 1984; Krag et al., 1985; Krag et al., 1986), které nezaznamenaly žádné změny v aktivitě m. erector spinae při zvedacích úkonech při různě intenzivním zapojení nitrobřišního tlaku. Tato studie ukázala, že při dostatečném zvýšení nitrobřišního tlaku není potřeba zapojovat extenzory páteře, aby byla páteř stabilní. Cholewicki ale předpokládal, že stabilizace páteře se v určitém poměru účastní oba mechanismy, IAP i koaktivace flexorových a extenzorových svalových skupin. McGill a Cholewicki s v roce 1996 a McGill v roce 1997 snažili objasnit etiologii poranění bederní páteře. Jejich studie opět naznačovaly, že hlavním stabilizátorem bederní páteře je nitrobřišní tlak a jeho insuficience může vést k poranění páteře.

Jednu z nejvýznamnějších studií provedli v roce 2005 Hodges et al. Tato studie zkoumala, zda dochází ke zvýšení anteroposteriorní stability páteře při zvýšení nitrobřišního tlaku bez aktivace břišních a zádových svalů. Ve studii byla kontrakce bránice realizována perkutánní stimulací jednoho nebo obou phrenických nervů v oblasti krku. Bránice se tedy kontrahovala nezávisle na vůli pacienta. Probandi leželi na břiše, pánev a hrudník měli podložené bloky, které byly 5 centimetrů vysoké. Z důvodu omezení přesunů břišního obsahu, ke kterému by při kontrakci bránice kaudálním směrem docházelo, měli nasazeny na břicho a dolní žebra široké pásy. Intenzita elektrické stimulace byla nastavena tak, aby vyvolala maximální zvýšení IAP, které je proband schopný tolerovat. Probandi měli během celého měření zůstat uvolnění. Stabilita páteře byla hodnocena mírou posunutí obratle, kterou vyvolala síla působící na processus spinosus bederní páteře. Během celého pokusu byla prováděna elektromyografie m. erector spinae a abdominálních svalů k ověření jejich inaktivity. Pro měření nitrobřišního tlaku byla použita gastrická sonda, která byla zavedena skrze nos do žaludku.

Ukázalo se, že při elektrické stimulaci bránice se IAP zvýšil o 1,8 – 5,9 kPa, stabilita páteře, hodnocená tlakem aplikovaným na spinální výběžky bederní páteře, vzrostla o 8–31 %. Bylo dokázáno, že nitrobřišní tlak bez aktivace břišních a zádočných svalů zvyšuje stabilitu bederní páteře.



Obrázek 3: Experimentální uspořádání zobrazující polohu probanda a měřícího zařízení (Hodges at al., 2005)

V roce 2010 vytvořil Stokes nejdokonalejší biomechanický model. V předchozích zjednodušených biomechanických modelech byla břišní stěna modelována jako jednoduchá elastická membrána. Stokes vytvořil studii, ve které použil realistický model břišní stěny se třemi vrstvami svalů, které mají reálné zakřivení. Tento model navíc obsahoval detailní zobrazení lumbální páteře a dorzálních svalů. Studie dokazuje, že při zvýšení nitrobřišního tlaku se snižuje axilární komprese. Ukázalo se, že efekt odlehčení páteře se zvyšujícím se IAP není citlivý na změny proměnných v modelech (geometrii břišní stěny).

Dále bylo provedeno mnoho experimentálních studií, které zkoumaly, jak se nitrobřišní tlak chová během úkonů, které kladou vyšší nároky na stabilitu páteře (Grillner et al., 1978; Marras & Mirka, 1985; Cresswell et al., 1994). Potvrdilo se, co se očekávalo, nitrobřišní tlak opravdu při všech aktivitách, které zvyšují nároky na stabilitu páteře, stoupá. Grillner et al. (1978) provedli studii, ve které zkoumali vztah mezi rychlostí chůze a běhu a nárůstem nitrobřišního tlaku. Došli k závěru, že při zvyšování rychlosti chůze a běhu dochází k téměř lineárnímu nárůstu nitrobřišního tlaku. Při porovnání chůze a běhu v nižších rychlostech je nárůst IAP vyšší při běhu (Grillner et al., 1978).

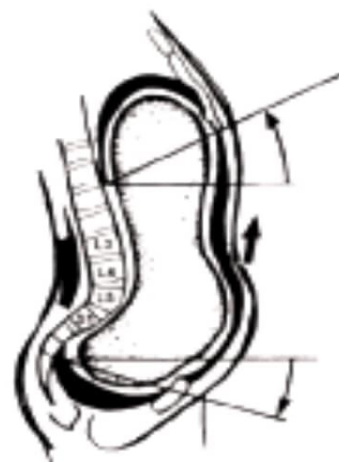
1.2.1 Svaly účastníci se zvýšení IAP

1.2.1.1 Bránice

Bránice (Diaphragma) je primárním inspiračním svalem, který odděluje dutinu břišní od dutiny hrudní. Šlašitý střed bránice je označován jako centrum tendineum, má trojlaločný tvar a sbíhají se k němu svalové snopce ve třech oddílech. Pars lumbalis od páteře, mediálními snopci zvanými crus dextrum a sinistrum, pars costalis od žeber a pars sternalis od dorzální plochy processus xiphoideus a zadní strany pochvy přímých břišních svalů (Čihák, 2016). Důležitý je fakt, že oblast pars costalis bránice přechází do musculus transversus abdominis. Cípatá prolongace snopců bránice se snopci m. transversus abdominis vytváří takzvané interdigitace. Toto spojení je bez šlachového úponu nebo aponeurotické vrstvy, což podporuje názor, že se jedná o funkční spojení obou svalů (Dvořák & Holibka, 2006).

Bránice má funkci respirační i posturální. Během aktivit by měla probíhat synchronizace obou funkcí. Při posturálně velmi náročné činnosti může dojít k apnoické pauze, kdy se bránice kompletně zapojí do posturální aktivity, následkem čehož může vzniknout i krátká hypoxie (Kolář et al., 2012; Kolář, 2006). Při aktivaci bránice dochází k jejímu kaudálnímu poklesu, který způsobuje stlačení břišního obsahu. Toto stlačení vyvolává protireakci pánevního dna (Hodges et al., 2007). K správnému fungování tohoto mechanismu je nutné, aby byly hrudník a pánev v neutrálním postavení. Bránice a pánevní dno by měly být přímo nad sebou (Chaitow et al., 2014). Postavení hrudníku spolu s postavením ramen a páteře určuje osu mezi inzercí pars sternalis bránice a kostofrenickým úhlem.

Při kineziologickém rozboru u pacientů často nacházíme patologické inspirační postavení hrudníku, ke kterému dochází v důsledku přetížení pomocných nádechových svalů. Důsledkem nádechového postavení hrudníku vzniká nevyvážená aktivita bránice (její přílišná aktivace v lumbální části), nadměrná aktivita povrchových svalů zad, převaha aktivity horních fixátorů lopatek a nedostatečné rozvíjení dolní hrudní apertury. Při tomto postavení hrudníku dochází k výraznému přetížení páteře a ramenních kloubů (Kolář, 2006; Chaitow et al., 2014; Kolář et al., 2012).



Obrázek 4: Svalová souhra mezi autochtonní muskulaturou, pánevním dnem, bránicí a abdominálními svaly za patologické situace. Předozadní osa spojující sternální část bránice a kostofrenický úhel se vertikalizuje (Kolář & Lewit, 2005)

Žebra se při respirační i stabilizační funkci bránice zdvihají a klesají kolem osy jdoucí ze středu hlavice žebra šikmo dorzolaterálně do kostotransverzálního skloubení. Ideálně se sternum pohybuje ventrálně nikoli kraniálně a hrudní koš se rozšiřuje nejvíce ve své dolní části. K této biomechanice hrudníku může docházet pouze za předpokladu, že se bránice oplošťuje a svalový tah směřuje k žebřům a u pars lumbalis k páteři. Při této aktivaci dochází k poklesu centrum tendineum kaudálně. Za patologických situací, kdy bránice funguje v takzvaném inverzním směru tahu, je možné pozorovat přílišnou aktivitu v oblasti horních břišních svalů a s ní spojené oploštění až vtažení boční části hrudního koše v oblasti 7. až 10. žebra. V tomto případě tvoří punctum fixum centrum tendineum a tah svalových vláken je dostředivý, tudíž opačný než by měl být (Chaitow et al., 2014; Main, 2016; Dylevský, 2009).

1.2.1.2 Břišní svaly

Břišní svaly mají důležitou funkci při stabilizaci páteře (Hodges et al., 2005). Významnosti břišních svalů pro stabilizaci lumbální páteře je možné si povšimnout při pohledu na příčný průřez v úrovni bederní páteře. Abdominální svaly zaujímají větší část z plochy průřezu než samotná páteř (Panjaby, 2003). Břišní svaly se excentricky zapojují a brzdí pohyb břišního obsahu do stran při poklesu bránice, a podílejí se tak na generaci IAP. Zásadní je timing a způsob zapojení. Břišní svaly se nesmějí aktivovat dříve, než dojde ke kaudálnímu posunu bránice, protože bránice by se následně nemohla adekvátně oploštit. V situacích, kdy je stabilizace páteře nefyziologická, dochází

k nadměrné aktivitě v horní oblasti musculus rectus abdominis a musculus obliquus externus abdominis. Oslabeně se naopak chová musculus transversus abdominis, musculus obliquus internus abdominis a dolní část musculus rectus abdominis. Arjmand a kolektiv (2012) seřadili svaly podle schopnosti produkovat nitrobřišní tlak následovně: m. transversus abdominis, m. obliquus internus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. rectus abdominis, m. erector spinae a m. latissimus dorsi. Svaly s horizontálním průběhem svalových vláken se podílejí na vytvoření IAP a stabilizaci páteře nejvíce (m. transversus abdominis, m. obliquus internus abdominis). Vlákná, která mají sklon do 60°, mohou mít na unloading páteře také vliv (m. obliquus gexternus abdominis). Aktivita svalů se sklonem vláken více než 60° (m. erector spinae, m. rectus abdominis a m. latissimus dorsi) vliv na odlehčení páteře nemá a k vytváření IAP nepřispívá. Daggfeldt a Thorstensson (1977) popsali, že šikmé svaly břišní se připojují ke generaci IAP až při úsilí, které se přibližuje maximu, při submaximálním úsilí se zapojuje pouze m. transversus abdominis.

1.2.1.3 Svaly pánevního dna

Diaphragmu pelvis tvoří m. levator ani, m. coccygeus, m. sacrococcygeus ventralis et dorsalis. Funkčně k ní lze přiřadit i zevní rotátory kyčelního kloubu, které uzavírají foramen obturatum. Svaly pánevního dna doplňují i svaly perineální, které tvoří diaphragmu urogenitale. Diaphragma urogenitale nemá posturální funkci, má význam hlavně pro udržování kontinence. Pánevní dno reaguje na kontrakci bránice. Bránice na něj vyvíjí tlak a vyvolává jeho aktivaci (Čihák, 2016; Naňka & Elišková, 2019; Marek, 2005).

1.2.2 IAP a jeho vliv na jiné systémy

Z rehabilitačního hlediska je důležité znát i vliv zvýšení nitrobřišního tlaku na jiné systémy. Nitrobřišní tlak se měří v milimetrech rtuti, centimetrech vodního sloupce nebo kilopascalch. Dospělý člověk by měl mít v klidu hodnotu tlaku kolem 0 až 5 mmHg. Klidová hodnota IAP je závislá například na poloze člověka, BMI nebo na objemu a obsahu břišní dutiny. Při nitrobřišních tumorech, těhotenství, obezitě nebo jaterní cirhóze může klidový nitrobřišní tlak vystoupat na hodnoty kolem 10 až 15 mmHg. Pacienti po laparotomii mají běžně hodnoty kolem 10 až 15 mmHg, pacienti v septickém šoku 15 až 25 mmHg a u pacientů s náhlou příhodou břišní je možné naměřit hodnoty až 25 až 40 mmHg. Dlouhotrvající zvýšení nitrobřišního tlaku (nad 12 mmHg) přináší riziko rozvoje selhání intraabdominálních, ale i extraabdominálních orgánů (Sugrue et al., 1995; Kula et al., 2010).

Náhlý vzestup IAP může vést k vzestupu nitrolebního tlaku a poklesu krevního průtoku mozem. Příčinou je, že kraniálním posunem bránice dochází k vzestupu nitrohruďního tlaku, a jelikož v průběhu žilního odtoku z mozku nejsou žádné chlopně, dochází při zvýšení nitrohruďního tlaku i ke zvýšení intrakraniálního tlaku. Vzestup nitrobřišního tlaku často také způsobuje pokles minutového srdečního výdeje. Dochází ke snížení žilního návratu, snížení plnění srdce, snížení poddajnosti srdečních komor a k nárůstu afterloadu levé komory v důsledku komprese orgánů břišní dutiny. Nárůst hodnot IAP sebou přináší i riziko rozvoje globální respirační insuficience v důsledku zmiňovaného zvýšení nitrohruďního tlaku. Dochází ke kolapsům bronchů a k atelektázám, které mohou vyústit až ke snížení parciálního tlaku kyslíku v arteriální krvi. IAP má vliv i na funkci ledvin a gastrointestinálního traktu. U ledvin dochází ke kompresi a k hemodynamickým změnám. Gastrointestinální trakt je postižen podobně, dochází k hypoperfuzi orgánů (Kula et al., 2010).

1.3 Objektivizace posturálních funkcí

1.3.1 Měření IAP

Nitrobřišní tlak se v rehabilitační medicíně měří převážně jen v experimentálních studiích. V klinické praxi se nitrobřišní tlak měří hlavně v rámci intenzivní péče, a to kvůli diagnostice a následné rozvaze o celkové léčbě nitrobřišní hypertenze. Měření intraabdominálního tlaku je v kompetenci všeobecných sester, které mají specializaci v intenzivní a resuscitační péči (Dobešová & Janíková, 2012).

Historicky se k měření nitrobřišního tlaku využívaly hrotové katetry nebo kapalinové snímače. Hrotové katetry mají senzor umístěný na špičce katetru a aplikují se přímo do míst, kde chceme měřit. Pro přesné měření vyžadují tyto katetry prostředí naplněné tekutinou, jako je například močový měchýř nebo močová trubice. V tělních dutinách, které neobsahují tekutinu, jako je vagina a konečník, je důležitá jejich lokalizace, jelikož špatné umístění a orientace katetru může dramaticky změnit hodnoty tlaku. Tyto senzory se tedy využívají hlavně pro intravezikální měření (Coleman et al., 2011).

Kapalinové snímače využívají nestlačitelnou tekutinu k přenosu tlaku z fyziologického místa měření na externě umístěný senzor. Tyto systémy využívají nejčastěji balónkové sondy, které umožňují měření tlaku i v prostředí, ve kterém se fyziologicky kapalina nevyskytuje. Balónek se naplňuje kapalinou, která přenáší tlakový signál na snímač, který je umístěn ve středu balónku. Větší vzdálenost senzoru od zdroje tlaku může mít negativní vliv na přesnost měření. Dalším negativem

tohoto měření je možnost vzniku vzduchových bublin uvnitř kapaliny, které samozřejmě povedou k chybnému a nepřesnému měření (Coleman et al., 2011).

K snímání tlaku se většinou používají mikro-mechanické křemíkové piezorezistivní senzory, které jsou velmi malé, přesné a dají se pořídit za přijatelnou cenu. Druhou možností jsou elektromechanické převodníky, které převádějí naměřený tlak na elektrický signál, který je zpracován a uložen. V poslední době se na trhu objevují přístroje, s kterými je možné měřit nitrobřišní tlak bezdrátově. Pro toto měření se využívají převodníky na bázi mikro-elektro-mechanických systémů (MEMS), které jsou používány ve spojení s telemetrickými technikami a dovolují přenášet data získaná v těle pacienta na externě umístěný přijímač (Tan et al., 2009; Coleman et al., 2011).

Měření nitrobřišního tlaku lze provádět přímým nebo nepřímým způsobem. Mezi přímé metody se řadí intraperitoneální měření a měření ve vena cava inferior. Nepřímě je možno měřit tlak intravezikální, intragastrickou, intrarektální nebo intravaginální metodou. Za nejpřesnější se považuje měření transperitoneální, tedy měření invazivní. V chirurgii a intenzivní medicíně se IAP nejčastěji měří pomocí močového katetru. V experimentálních studiích v rehabilitační medicíně se využívá nejvíce žaludeční a rektální sondy. Při tlacích vyšších než 20 mmHg je intravezikální a intragastrické měření srovnatelné s intraperitoneálním. Při nižších tlacích není korelace hodnot získaných jednotlivými metodami měření tak silná (Correa et al., 2017; Nitrobřišní tlak – studijní materiál, 2020).

1.3.1.1 Laparoskopické měření

Laparoskopické měření je invazivní a přímou metodou měření IAP. Tlak se měří pomocí nitrobřišně zavedeného katetru. Kanylace peritoneální dutiny se provádí pomocí kovové kanyly nebo jehly se širokým otvorem. Tato metoda se v klinické praxi využívá nejčastěji v situacích, kdy je současně prováděna peritoneální dialýza nebo kontinuální paracentéza. Často se využívá i v experimentálních studiích. Tyto studie jsou většinou navrženy tak, aby porovnaly účinnost mezi přímým měřením nitrobřišního tlaku a jinými méně invazivními metodami měření. Ve studiích se měří laparoskopický insuflační tlak pod celkovou anestézií a se svalovou relaxací pacienta. Jedná se o umělé „prostředí“, tento fakt ztěžuje validizaci nepřímých metod měření IAP. U běžné populace nepřichází tento typ měření v úvahu (Ivatury, 2018; Malbrain, 2004).

1.3.1.2 Cévní katetr ve vena cava inferior

Měření nitrobřišního tlaku v dolní duté žíle je invazivní metodou a v klinické praxi se příliš nevyužívá, jelikož má velká rizika. Nežádoucím účinkem měření je například zanesení infekce do krevního oběhu, vyvolání krvácení nebo vznik trombózy. Katetr se zavádí do dolní duté žíly pravou nebo levou femorální žílou. Jeho správná poloha se hodnotí pomocí ultrazvuku, rentgenového snímku dolní části břicha nebo podle vzestupu tlaku po vnější kompresi nadbřišku. Tato metoda je časově náročná. Nejvíce času zabírá hlavně počáteční instalace systému. Hlavní výhodou měření je možnost získat přesné a nepřetržité hodnoty IAP (Correa et al., 2017; Malbrain, 2003). Lee (2002) a spolupracovníci našli dobrou korelaci mezi měřením v dolní duté žíle a laparoskopickým měřením.

1.3.1.3 Intravezikální sonda

Měření pomocí močové sondy je považováno za nejrozšířenější, nejspolehlivější a nejprostudovanější způsob neinvazivní monitorace nitrobřišní hypertenze. Nejpřesněji z nepřímých metod odráží tlak uvnitř intraperitoneální dutiny a je mezinárodní společností pro břišní kompartment syndrom považován za standardní metodu sledování IAP. Tento způsob je výhodný i z hlediska toho, že většina pacientů na lůžkových odděleních má intravezikální katetr zaveden kvůli močové drenáži (Correa et al., 2017; Malbrain, 2013; Kapounová, 2007).

Základem této metody je fakt, že močový měchýř, který je naplněn určitým množstvím fyziologické tekutiny, má schopnost přenášet nitrobřišní tlak jako pasivní membrána, bez toho aniž by svou svalovinou vytvářel jakýkoliv jiný tlak. Vyšetření se provádí v pozici v lehu na zádech. Důležitá je relaxace a nehybnost pacienta během měření, neboť i mírné zvednutí hlavy může tlak výrazně ovlivnit. Náplň močového měchýře musí být během měření vždy menší než 100 ml. Dle studií se nejvíce blíží hodnota intravezikálního tlaku intraabdominálnímu při naplnění močového měchýře 50 ml (Fugner & Volnohradský, 2006; Rao et al., 2006; Kula et al., 2010; Dobeš et al., 2004, Kapounová, 2007).

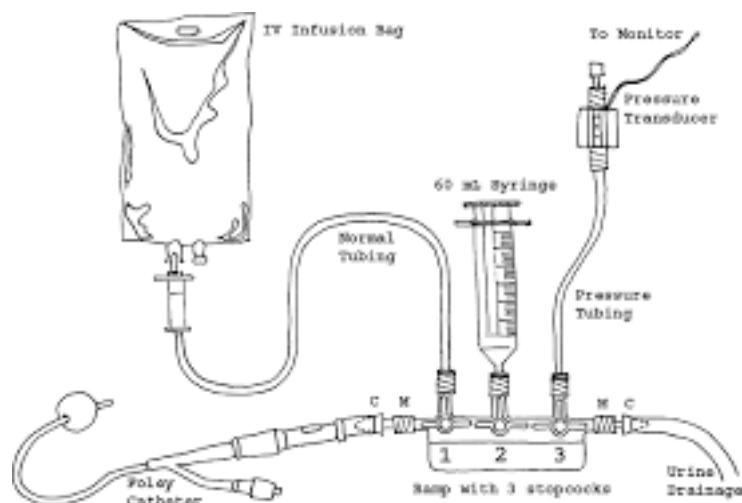
Jako první popsal techniku intravezikálního měření Kron v roce 1984.

Technika měření dle Krona: Před měřením je nutné zavést Foleyův drenážní katetr do močového měchýře. Po zavedení katetru se močový měchýř plní 50–100 ml fyziologického roztoku, a to pomocí injekční stříkačky. Měření startuje zapíchnutí Gaucheovy jehly do aspiračního portu katetru, při kterém dochází k propojení tlakoměru se soustavou. Referenční tlaková hladina je v úrovni symfýzy pubis. Jedná se o intermitentní metodu měření IAP, která narušuje produkci moči, zvyšuje riziko infekce močových cest a vystavuje zdravotní sestry riziku poranění jehlou. Na druhou

stranu je nutno dodat, že je to první navržený způsob měření, který i přes veškerá svá negativa zachránil mnoho lidských životů.

Kronova technika byla zdokonalena Cheathamem a Safcakem (1998), kteří vytvořili měřicí systém bez nutnosti vpichu jehly, ale i jejich metoda byla dále zdokonalena Malbrainem (2004).

Technika měření dle Malbraina: Při tomto typu měření je nutné, aby měl pacient zavedený Foleyův katetr a na něj připojený drenážní katetr. Drenážní katetr se stříhá nůžkami 40 cm od aspiračního portu a do místa ustřížení se připojuje třicestný kohout. Na první větev třicestného kohoutu se napojuje infuzní vak, na druhou stříkačka s fyziologickým roztokem a na třetí tlaková sonda (Malbrain, 2004).



Obrázek 5: Technika měření dle Malbraina (Malbrain, 2004)

V roce 1998 popsal Harrahill speciální metodu měření IAP pomocí manometru. Vlastní moč pacienta je při této metodě využívána jako transdukční médium a výška vodního sloupce v katetru odráží hodnotu IAP. Manometrická trubice se umísťuje mezi katetr a drenážní vak. Močový měchýř musí být naplněn dostatečným množstvím tekutiny, aby došlo k adekvátnímu naplnění Foleyovy i manometrické trubice. Tato metoda vyžaduje správné umístění nulového bodu. Při vertikálním zdvižení manometrické trubice musí být nulová hodnota na úrovni symfýzy pubis. Nevýhodou uvedeného postupu je nutnost opakovaně narušovat uzavřený systém během každého jednotlivého měření. Výhodou Harrahillovy manometrie je naopak fakt, že ji lze využít bez potřeby použití dalších elektrických zařízení a umožňuje tedy měření IAP i v nerozvinutých zemích. Lee et al. (2002) provedli studii na animálních modelech, ve které srovnávali jiné přímé i nepřímé metody měření nitrobršního tlaku s manometrií, a našli mezi nimi silnou korelaci.

Revoluci v měření nitrobřišního tlaku odstartovalo zkonstruování předem sestavených systémů, jako je například AbViser, které se trvale umisťují mezi Foleyův katetr a sběrný močový vak. Výhodou těchto systémů je skutečnost, že moč může mezi měřeními normálně odtékat do drenážního systému, a nedochází tak k a narušení uzavřeného systému.

Balogh et al. (2004) se snažili vymyslet, jak by mohlo měření pomocí močového katetru probíhat kontinuálně. V roce 2004 vytvořili studii, ve které se snažili porovnat svůj návrh kontinuálního měření pomocí nepřetržitého „zavlažování“ se standardním způsobem měření IAP. Ke kontinuálnímu měření využili v této studii močový katetr se třemi vstupy. Fyziologický roztok byl aplikován do močového měchýře kontinuálně (4 ml/ hod.). Studie prokázala dobrou korelaci mezi hodnotami získanými kontinuálním měřením a standardním intermitentním intravezikálním měřením. Výhodou tohoto měření je získání nepřetržitých informací ohledně výše nitrobřišního tlaku a snížení pracovní zátěže zdravotnického personálu. Nevýhodou je cenový rozdíl mezi dvoucestným a třicestným Foleyovým katetrem (Balogh et al., 2004).

Všeobecné podmínky měření IAP: Po naplnění močového měchýře fyziologickým roztokem je nutno vyčkat s odečtem hodnot IAP 30 až 60 sekund, jelikož chladný roztok, kterým se močový měchýř plní, může vyvolat svalové kontrakce. Tlak se měří na konci výdechu, při nepřítomnosti zmíněných svalových kontrakcí. Tok krve v břišní dutině by měl způsobovat vlnovité kolísání tlaku podle srdeční frekvence (Rao et al., 2006; Kula et al., 2010; Dobeš et al., 2004; Kapounová, 2007). O správném měření systému je možné se přesvědčit sledováním kolísání tlaku při dechových exkurzích nebo krátkým tlakem na břišní oblast, při kterém dochází ke zvýšení nitrobřišního tlaku (Mašek et al., 2005).

Nejčastější chyby při měření:

- nedodržování supinační polohy,
- přítomnost vzduchových bublin,
- nesprávné nulování systému (nesprávná poloha převodníku, nepřesná kalibrace),
- příliš nízká teplota roztoku,
- aplikace více než 100 ml fyziologického roztoku,
- odečet tlaku v nádechu,
- neprůchodnost močového katetru.

Kontraindikací této metody měření jsou existující onemocnění a traumata močového měchýře, fraktury pánve, neurogenní močový měchýř (Rao et al., 2006; Kula et al., 2010; Dobeš et al., 2004; Kapounová, 2007).

1.3.1.4 *Gastrická sonda*

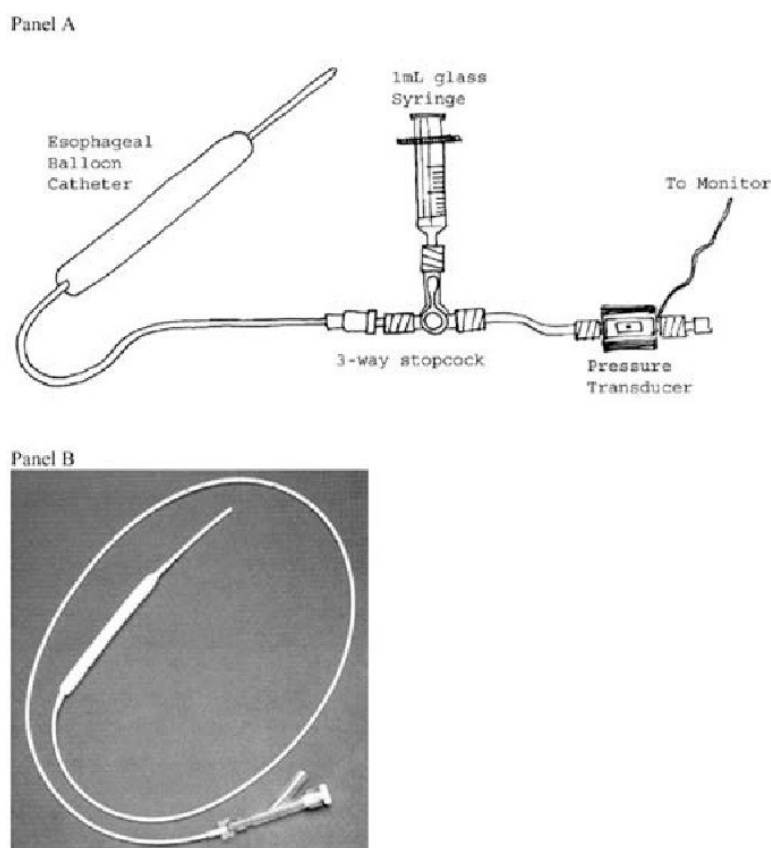
Další možnou metodou měření IAP je nazo/orogastrická nebo gastrostomická sonda. Gastrické měření se v klinické praxi příliš nevyužívá, jelikož samotné měření je pacienty vnímáno, jako velmi nekomfortní, a je i finančně náročnější než třeba intravezikální měření. Využívá se hlavně v experimentálních studiích nebo v případech, kdy není možné pro měření využít močový katetr.

Collee et al. využili jako první tekutinu v nazogastrické trubici k měření IAP. Při tomto typu měření je nutné naplnit žaludek a trubici 50 mililitry sterilní vody pokojové teploty. Pozice pacienta při měření je leh na zádech. Jako nulový referenční bod je využívána střední axilární linie (Collee et al., 1993). Podle studie, kterou provedl Collee et al. v roce 1993, je metoda srovnatelná s intravaginální metodou, v praxi se však příliš neosvědčila a byla nahrazena balónkovou sondou (Waele et al., 2014).

Klasická intermitentní metoda měření nitrobřišního tlaku skrz žaludek je v podstatě stejná jako metoda, kterou popisují Kron et al. (1984) u intravezikálního měření s tou výjimkou, že se aplikuje skrze žaludek. Studie ukázaly, že balónek, který je naplněn 1 až 2 ml vzduchu nebo tekutiny, dokáže efektivně přenášet nitrobřišní tlak. Pro měření se využívá třicestný kohout, na jehož první vývod se napojuje balónkový katetr, na druhý se připevňuje stříkačka a na třetí tlakový převodník, který je napojen na monitor. Nejprve je nutné zavést balónkovou sondu ústy nebo nosem do žaludku a poté odstranit veškerý vzduch z balónku pomocí skleněné stříkačky o objemu 5 ml (Malbrain et al., 2004). Úplné vyprázdnění balónku však není možné objektivně zhodnotit. Po vypuštění vzduchu z balónku se do něj insufluje 1 až 2 ml vzduchu a systém se vynuluje na hodnotu atmosférického tlaku. Následně lze efektivně odečíst hodnotu nitrobřišního tlaku na konci výdechu. Pokud by hodnota byla odečtena na konci nádechu, došlo by k nadhodnocení tlaku. Tato metoda je poměrně levná, rychlá a nehrozí při ní tak vysoké riziko zavlečení infekce do organismu, jako u permanentního močového katetru. Nevýhodou je, že vzduch z balónku je resorbován po několika hodinách, takže pro nepřetržité monitorování tlaku je nutná „rekalibrace“. To obnáší provedení exsuflace a insuflace vzduchu do balónku. Z tohoto důvodu je možno provádět pouze semikontinuální měření (Kapounová, 2007; Malbrain et al., 2004).

Po zavedení balónku do žaludku můžeme pozorovat vzestup nitrobřišního tlaku během inspirace. Pokud není balón do žaludku správně zaveden, hodnoty během inspirace budou klesat a stoupat do negativních i pozitivních hodnot, protože místo nitrobřišního tlaku bude měřen tlak oesofageální nebo pleurální. Správná poloha tonometru je kontrolována askultací vzduchové insuflace, nárůstem nitrobřišního tlaku po vnějším tlaku na nadbříšek nebo pomocí přenosného

rentgenu, který pořizuje snímek horní části břicha (Malbrain et al., 2004). Jednou z nevýhod gastrické sondy je, že měření může být ovlivněno kontrakcemi žaludku, které se objevují každých 90 minut a trvají zhruba po dobu dvou minut. Dají se ale snadno rozpoznat, tudíž by pro měření neměly představovat větší problém (Sugrue et al., 1994). Byly provedeny studie, které porovnávaly tuto metodu měření s měřením pomocí močového katetru. V těchto experimentech se ukázalo, že intragastrické měření je s intravesikálním srovnatelné (Collee et al., 1993).



Obrázek 6: Soustava pro gastrické měření (Malbrain, 2004)

V klinické praxi se gastrické měření využívá nejčastěji v případě, že pacient má v těle umístěn tonometr pro měření pH (Sugrue et al., 1994). Současné měření pH a intraabdominálního tlaku není však možné (Engum et al., 2002). K měření pCO₂ a intramukózního pH musí být balón naplněn 6 ml vzduchu a měření se provádí pomocí tonokapniového monitoru. Je zde ale možnost po změření pH z balónku vypustit 3 ml vzduchu a následně odečíst nitrobřišní tlak. K současnému měření IAP a intramukózního pH je nutno použít třicestný kohout, na který se napojuje T-díl (Malbrain, 2004; Engum et al., 2002).

Pomocí gastrické sondy je možno snímat tlak i kontinuálně. Katetr, který se k tomu využívá, je na konci opatřen vzduchovým vakem. Převodník tlaku, hardware a zařízení pro plnění vzdušného vaku jsou integrovány do monitoru. Jednou za hodinu dochází k automatické kalibraci zařízení. Po kalibraci se vzduchový vak plní objemem 0,1 ml vzduchu a odečítají se hodnoty IAP. Tato metoda je rychlá, plně automatická a lze díky ní získávat hodnoty tlaku průběžně (Malbrain, 2004). Konkrétně se využívají Spiegelbergovy a CiMON balónkové katetry. CiMON má trubkový katetr o průměru 5,3 mm, na jehož konci je malý vzduchový vak s maximálním objemem 1,1 ml. Vak je připojen k zařízení pro automatickou kalibraci a měření tlaku. Spiegelbergův balónkový katetr se skládá z nazogastrického trubkového katetru s průměrem 3 mm a vzduchového vaku, který má maximální objem 1 ml. Dle studie Wauterse z roku 2012 jsou hodnoty tlaku získané těmito dvěma sondami srovnatelné (Wauters et al., 2012).

Nazogastrickou sondu použili ve své studii, která se zabývala změnami nitrobřišního tlaku během přirozených pohybů jako je chůze nebo běh, Grillner et al. v roce 1978. Grillner a kolektiv využili hrotový katetr (Millar mikrotip, PC 340, Millar Houston, Texas, USA), který se využívá pro intravaskulární měření tlaku. V porovnání s balónkovými katetry, které ve svých studiích využívali například Bartelink (1957), Morris et al. (1961), Davis et al. (1964) nebo Eie a Wehn (1962), umožňuje toto měření zaznamenat rychlé změny tlaku bez jakýchkoli tlumivých efektů. Katetr byl umístěn do ohebné plastové trubice a zaveden skrze nos v lehké anestézii. Tlakově citlivá membrána, která byla umístěna na bocích katetru, vyčnívala zhruba 2 až 3 mm ven z plastové trubice. Správná poloha snímače byla ověřena změnami tlaku během hlubokého dýchání a během Valsalvova manévru (Grillner et al., 1978). Měření pomocí nazogastrické sondy využil také Hodges ve své studii z roku 2005. Tlak byl měřen párem tenkovrstvých tenzometrických snímačů tlaků (Gaeltec, UK), které byly zavedeny do žaludku skrze nos.

1.3.1.5 Intravaginální sonda

Při tomto typu měření IAP je tlak snímán katetrem zavedeným do vagíny. Nejčastěji se využívají vzduchem nebo kapalinou naplněné balónkové sondy nebo hrotové katetry (Coleman et al., 2011).

James et al. ve své studii z roku 1987 využili vzduchem naplněný balón napojený na katetr. Balónek byl zhruba 1 cm dlouhý s průměrem 0,5 cm v polonaplněném stavu. Měření pomocí vzduchových balónků může být v některých případech výhodnější než měření pomocí balónků kapalinových. Při vzduchovém měření je nižší riziko vzniku artefaktů, ale přesnost měření je

ovlivněna faktem, že vzduch je oproti kapalině stlačitelný (Pfeifer & Oliveria, 2006). James et al. ve své studii uvádějí, že vzduchem naplněná vaginální balónková sonda reflektuje nitrobršišní tlak lépe než rektální sonda. Toto tvrzení však autoři nikterak nepodložili. Dle Al-Tahera et al. (1987) by vaginální měření nitrobršišního tlaku mělo plně nahradit rektální způsob měření, jelikož bylo prokázáno, že ženy z tohoto typu měření mají menší strach a je zde méně faktorů, které by měření dokázaly negativně ovlivnit (Dolan, 2004).

Nově byla vyvinuta metoda bezdrátového měření. Vaginální bezdrátový katetr představuje možnost měření IAP v domácím prostředí, při běžných denních aktivitách. Tuto možnost zatím žádná jiná metoda neposkytla. Přístroj je schopný IAP měřit i změřená data ukládat.

První přístroj (GEN 1), který byl sestaven pro bezdrátové měření, se skládal ze silikonové elastické kapsle s integrovanými elektrickými obvody v podobě desky plošných spojů (PCB). Komponenty zahrnovaly tlakové čidlo, rezistor a zesilovač signálu umístěný v elastomerové kapsli. Před použitím musela být kapsle vždy naplněna sterilní vodou, která sloužila jako přenosové médium. Přístroj GEN 1 byl časem zdokonalen a vznikl přístroj druhé generace (GEN 2), který je schopen měřit bezdrátově nitrobršišní tlak během celého dne, což zařízení GEN 1 ještě nedovolovalo. GEN 1 pacientovi nedovoloval ani volný pohyb. Chybějící kalibrace a nutnost plnění přístroje vodou před použitím byly hlavní nevýhodou této metody. Provedené konstrukční úpravy dokázaly tyto nedostatky vyřešit a zároveň zachovat přesnost měření a komfort používání.

Intravaginální kapsle GEN 1 měla délku 27,4 mm a šířku 12,7 mm a na konci byla zaoblená. GEN 2 je na začátku široká 23,9 mm a postupně se zužuje až na 14,7 mm. Délka sondy je 37,3 mm. GEN 2 obsahuje tlakový senzor, který se nachází uvnitř gelem naplněné kapsle. Kabel z flexibilního polymeru zajišťuje porovnání s referenční hodnotou atmosférického tlaku a umožňuje mechanickou manipulaci se sondou, stejně tak jako bezkontaktní připojení antény pro přenos dat. Oproti první generaci došlo k vylepšením, která zahrnují integraci silikonového gelu, palubní kalibrace a bezdrátové technologie. Kapsle z elastomeru naplněná gelem funguje jako přenosové médium a spojuje zevní síly s receptorem uvnitř kapsle. Využívají se senzory na bázi mikro-elektromechanických systémů (MEMS). Sonda přenáší tlaky měřené přístrojem uvnitř těla pacienta na externě umístěný přijímač (Shaw et al., 2004).

GEN 2 umožňuje mobilitu pacienta a je možné s jeho pomocí sledovat nitrobršišní tlak během běžných denních činností (Coleman et al., 2010; Shaw et al., 2004). Rosenbluth et al. porovnávali hodnoty získané přístrojem GEN 2 s hodnotami získanými rektálním měřením. U aktivit, při kterých

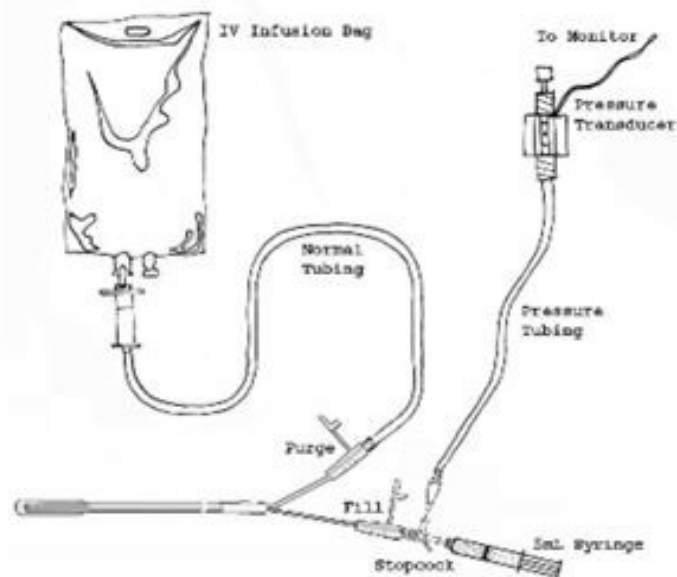
dochází k výrazným změnám tlaku (Valsalvův manévr, zakašláni), prokázal silnou korelaci mezi hodnotami získanými z obou způsobů měření (Rosenbluth et al., 2009).

1.3.1.6 Anorektální sonda

K anorektálnímu měření se využívají speciální katetry nebo balónkové sondy, které se zavádějí do konečníku. Tato zařízení jsou citlivá na změny tlaku a převádějí mechanické signály na signály elektrické, které jsou následně zaznamenány a zobrazeny na monitoru počítače (Pfeifer & Oliveria, 2006).

Nejčastěji se k anorektálnímu měření využívají uzavřené balónkové systémy, jejichž výhodou je široká dostupnost a relativně nízké náklady. Balónek musí mít standardní velikost pro rektální měření. Větší balónky způsobují reflexní kontrakce svalů pánevního dna, a generují tak větší tlaky. Balónky mohou být naplněny vzduchem nebo tekutinou. Vzduch je stlačitelný, proto reprodukovatelnější výsledky dostáváme spíše při použití balónků naplněných tekutinou (Pfeifer, 2006). Přesnost měření pomocí vzduchového rektálního balónu při urodynamickém vyšetření studovali Le Normand et al. (2001). Měření bylo prováděno s objemem vzduchu v balónku 2 ml, což byl objem doporučený výrobcem. Tento objem způsoboval nadhodnocení nitrobřišního tlaku v průměru o 1,1 cmH₂O. Studie Le Normanda stanovila, že ideální objem vzduchu v balónkové sondě je 1,5 ml, při použití tohoto objemu nebyl pozorován žádný významný rozdíl mezi více měřeními.

Stafík et al. popsali v roce 1997 měření pomocí balónkové sondy. Do třicetného kohoutu napojili stříkačku naplněnou fyziologickým roztokem o pokojové teplotě, balónkovou sondu s hrotem a tlakový převodník. Při této metodě se balónek zavádí minimálně 10 cm do análního otvoru do oblasti ampula recti, na kterou se nitrobřišní tlak efektivně přenáší. Správným zavedením je možno se vyhnout kontrakci análních svěračů. Zaznamenání kontrakce sfinkterů by vedlo k odečtu falešně vysokých hodnot nitrobřišního tlaku (McCarthy et al., 1982).



Obrázek 7: Soustava pro anální měření IAP (Malbrain, 2004)

V roce 2006 byla do praxe zavedena technika snímání pomocí mikročipů. Jedná se o zjednodušenou metodu análního měření. K měření se využívají malá elektrická zařízení s velikostí kolem 2 mm. Menší zařízení vedou k nižšímu množství artefaktů, a tak k objektivnějšímu snímání tlaku. Zařízení se snadno zavádějí, jsou odolná vůči teplotě, velmi citlivá na změny tlaku a pacientem jsou lépe tolerována. Nevýhodou představuje vysoká pořizovací cena přístroje (Pfeifer & Oliveria, 2006). Dle studie Al-Tahera et al. z roku 1987 je rektální sonda pacienty vnímána jako méně komfortní v porovnání s vaginální sondou. Dle studie Dolanové z roku 2004 odmítne průměrně jedna z pěti žen rektální vyšetření kvůli strachu z bolesti a „ztrapnění“ a upřednostní vaginální vyšetření. Pacientky, které rektální vyšetření podstoupily, však neudávají žádný rozdíl v intenzitě bolesti a pocitu ztrapnění mezi těmito dvěma způsoby měření. Kontraindikací zavedení rektálního katetru jsou krvácení v dolním gastrointestinálním traktu a průjemová onemocnění. Nežádoucí účinky se příliš nevyskytují (Sugrue et al., 2015; Malbrain, 2004).

Anorektální měření IAP bylo využito v mnoha experimentálních studiích. Například ve studii zkoumající vztah mezi posunem hrdla močového měchýře, elektromyografickou aktivitou pánevního dna a břišních svalů a nitrobřišním tlakem (Junginger et al., 2010).

Ve studii, která zkoumala vztah mezi hodnotou nitrobřišního tlaku a krevní ztrátou během operace, byl využit anorektální balónek naplněný tekutinou (Mediplus, Albyn Medical, United Kingdom). Měření probíhalo obdobně, jako je popsáno výše (Park, 2000).

Weir et al. (2006) snímali ve své studii nitrobřišní tlak pomocí 8-French Millar-mikročipového rektálního katetru (Millar Instruments, Houston, TX), který byl zaveden 10 cm za anální otvor. Katetr byl připojen na VANTI XLT urodynamický systém (Laborie Medical Technologies, Williston). Tato studie se zabývala popisem hodnot nitrobřišního tlaku během různých fyzických aktivit.

Ve studii, která zkoumala změny nitrobřišního tlaku a spontánního dechového objemu při silovém zdvihání, byla použita pro měření IAP anorektální sonda MPC-500 (Millar Instruments, Inc., Houston, TX, USA), která byla zavedena 15 cm za anální otvor. Tlakový převodník byl zkalibrován pomocí převodníkové řídicí jednotky TBC-500 (Millar Instruments, Houston, TX, USA) (Kawabata et al., 2010).

Anorektální sonda byla použita i ve studii, která zkoumala změny uretrálního, vezikálního a rektálního tlaku při aktivaci pánevního dna a břišních svalů. V této studii se zaznamenával rektální tlak pomocí systému NeomediX Uromac (Sapsford et al., 2013).

1.3.2 Měření aktivace břišních svalů

1.3.2.1 Elektromyografie

Standardní metodou pro zhodnocení aktivace svalů je elektromyografie. Nejčastěji se využívají povrchové studie. Povrchovou neinvazivní elektromyografií je možné snímat akční potenciál velkého množství motorických jednotek. Zdrojem signálů, které jsou snímány povrchovými elektrodami, jsou akční potenciály, které vznikají při postupném recruitmentu motorických jednotek během kontrakce svalů při pohybu. Parametry, které se nejčastěji hodnotí, jsou svalová aktivita, synergie a timing zapojení svalů. Druhou vyšetřovací možností je invazivní jehlová elektromyografie, která je schopna identifikovat potenciály jednotlivých motorických jednotek. Velikost amplitudy dává informaci o množství svalových vláken v motorické jednotce. Při maximální svalové kontrakci se hodnotí hustota interferenčního vzoru, která je přímo úměrná počtu aktivovaných motorických jednotek. EMG nehodnotí celkovou koordinaci trupových svalů, ale spíše lokální svalové změny. Není ani příliš vhodnou metodou pro hodnocení hlubokých svalů, tudíž není nejideálnějším způsobem pro zhodnocení aktivace svalů stabilizačního systému páteře (Malátová et al., 2013; Konrad, 2005; De Luca et al., 2006; Keller, 1998).

1.3.2.2 Dynamometrie

Malátová et al. chtěli vyvinout vhodnější způsob hodnocení aktivace svalů stabilizačního systému páteře, proto vyvinuli a testovali svalový dynamometr (MD). MD je měřicí zařízení

zkonstruované tak, aby umožňovalo neinvazivní vyšetření a měření funkce svalů, které zajišťují trupovou stabilitu. Byly vyvinuty tři verze přístroje, aktuální verze umožňuje přenos dat do PC, kde je poté možno data dále zpracovávat. Zařízení se skládá ze čtyř senzorů, které jsou upevněny na tělo pacienta pomocí popruhů. Sondy obsahují tenzometrické převodníky, které transformují tlak na digitální signál, jenž je poté převáděn do mikroprocesorové vyhodnocovací jednotky. Snímací sondy se umísťují z ventrální strany břišní stěny do horní a dolní části m. rectus abdominis a z dorzální strany pod dolní žebra, laterálně od m. quadratus lumborum. Dynamometr měří tlak, který na něj břišní stěna vyvíjí. Aby se břišní stěna rozšířila a tlačila proti senzoru, je nutné zvýšit nitrobřišní tlak. Studie, která by přesně studovala korelaci mezi expanzí břišní stěny a zvýšením nitrobřišního tlaku, však provedena zatím nebyla. Měření pomocí tohoto systému lze provádět dynamicky i staticky (Malátová et al., 2007; Malátová et al., 2008; Malátová et al., 2013).

Ramshorst et al. v roce 2011 vytvořili speciální dynamometr ke snímání expanze břišní stěny. Dynamometr je složený z integrovaného siloměru a měřiče posunutí, připojeného na externí monitor (viz obrázek 8). Průměr kruhové základny zařízení je 72 mm. Horní část zařízení má tvar polokoule o průměru 18 mm. Tvar měřicího zařízení byl zvolen tak, aby co nejdříve připomínal lidský prst. Zařízení měří sílu potřebnou k zatlačení tkáně do dané hloubky v milimetrech. Data jsou pak aproximována metodou nejmenších čtverců. Výsledkem aproximace je sklon přímky vyjádřený v N/mm. Ve studii, kterou vytvořil Ramshorst (2011), probíhalo měření pomocí tohoto přístroje na živých probandech a na tělech zesnulých osob. Intraperitoneální prostor u zesnulých, kteří byli maximálně jeden týden po smrti, byl nafouknut vzduchem, čímž došlo ke zvýšení nitrobřišního tlaku. Základní hodnoty IAP byly stanoveny na 5 mmHg, 15 mmHg a 20 mmHg. Bylo zvoleno šest měřicích bodů na břišní stěně – 5 cm kaudálně od processus xiphoideus, 5 cm kraniálně nad pupkem, 5 cm nalevo vůči druhému bodu, 10 cm nalevo vůči druhému bodu, 5 cm kraniálně od pubické kosti a 5 cm nalevo od pátého bodu. Na každé základní hodnotě tlaku byla měřena expanze břišní stěny pětkrát v každém bodu. Dále se provádělo měření u 14 dobrovolníků ve třech pozicích, vleže na zádech, vsedě a ve stoje ve třech situacích na konci inspiria, expiria a při Valsalvově manévru. Porovnávaly se hodnoty tlaků, které byly získány ze všech bodů, mezi sebou. Studie prováděná na zesnulých tělech ukázala, že existuje korelace mezi zvýšením IAP a zvětšením napětí břišní stěny. Při měření na probandech byly zaznamenány vyšší hodnoty expanze břišní u mužů než u žen v průměru o 31 %. BMI probanda hodnoty tlaku významně neovlivnilo, hodnoty získané v bodech 1 a 2 byly významně vyšší než hodnoty získané z jiných bodů, ale nebyl zjištěn žádný významný rozdíl mezi hodnotami z bodu 1 a 2. Hodnoty expanze břišní stěny získané ve stoje byly vyšší, než hodnoty získané v poloze na zádech a vsedě (Ramshorst et al., 2011).



Obrázek 8: Přístroj na měření napětí břišní stěny (Ramshorst et al., 2011)

1.3.2.3 Pressure biofeedback unit

Richardson a Jull v roce 1995 představili přístroj Pressure biofeedback unit. Přístroj se skládá ze tří tlakových sond a tří vzduchem naplněných vaků. Pro měření tímto přístrojem je možné využít různé pozice pacienta. Jako zlatý standard se označuje bilateral straight leg lowering test. Pozici vyšetřovaného při tomto testu je lež na zádech, dolní končetiny jsou v kyčelních kloubech ve flexi 90° a v kolenních kloubech v extenzi. Přístroj Pressure Biofeedback Unit se vkládá pod bederní páteř. Pacient má za úkol aktivovat stabilizační systém páteře a přitlačit bederní páteř k lehátku, a tím dosáhnout základního tlaku 40 mmHg na senzor. Poté vyšetřovaný postupně extenduje dolní končetiny v kyčelních kloubech při udržování stálého tlaku bederní páteře 40 mmHg na senzor. Měří se úhel v kyčelních kloubech ve chvíli, kdy dojde k poklesu hodnoty tlaku pod 10 mmHg. Měření může probíhat i v pozici vleže na břicho, vaky se v tomto případě umisťují pod dolní část břišní stěny v úrovni SIAS (Cha et al., 2017).

Podobný způsob měření využili i Kumar et al. (2012). Pod probanda, který ležel v pronační pozici, umístil tlakové sondy do oblasti nad tříselný vaz. Proband měl za úkol břišní stěnou tlačit proti lehátku, tímto tlakem docházelo i ke zvýšení tlaku na sondu.

1.3.2.4 Přístroj Ohmbelt

Pro neinvazivní měření síly svalů produkující IAP byl vytvořen přístroj Ohmbelt. Jde o tlakový senzor, který se připevňuje na trup vyšetřovaného a zaznamenává velikost rozšíření břišní oblasti. Díky dvoukanálovému tlakovému senzoru je možno měřit zároveň ve dvou oblastech. Cílem přístroje je objektivizace míry aktivace svalů stěny břišní. Teoreticky umožňuje přístroj měřit nitrobřišní tlak i nepřímo (Novák, 2019).

1.3.2.5 DNS brace

DNS brace je nově sestrojený terapeuticko-diagnostický přístroj. Pomocí DNS brace je také možno snímat expanzi břišní stěny a nepřímo jím hodnotit velikost nitrobřišního tlaku. Podrobněji bude popsán v kapitole 3 Metodika.

1.3.2.6 Ultrazvukové měření

Hodnotit aktivaci břišního svalstva je možno i pomocí ultrazvuku. Ultrazvukové vyšetření je v lékařství standardně využívanou metodou. V rehabilitačním lékařství se využívá nejčastěji k hodnocení měkkých tkání. Ultrazvuk se dá využít i jako optická zpětná vazba při aktivaci břišních svalů. Během kontrakce dochází k rozšiřování svalů, které je možno ultrazvukem zaznamenat v reálném čase. Tento způsob měření pro posouzení aktivace břišního svalstva však není obvykle používán, jelikož je méně přesný a vyžaduje hodnocení zkušeným sonografistou (Neuwirth, 1998; Henry & Westervelt, 2005).

1.3.2.7 Klinické testy

Nejčastějším a nejvíce využívaným, ale subjektivním způsobem zhodnocení expanze břišní stěny je palpace. K palpačnímu hodnocení není potřeba žádné přístrojové vybavení, stačí pouze terapeutův prst, takže je možné ho provádět kdekoliv a v jakékoliv pozici vyšetřovaného. Hodnotí se míra, kvalita a symetrie aktivace břišní stěny proti prstům. Při testu nitrobřišního tlaku palpuje terapeut napětí v oblasti podbříšku nad tříselným vazem. Zvýšením nitrobřišního tlaku dochází k natlakování břišní dutiny, a tím k vytlačení prstů terapeuta ven. Při bráničním testu se prsty přikládají ze zadní strany mezi a pod dolní žebra. Kromě schopnosti udržet IAP je při tomto testu hodnocen i pohyb dolních žeber, který by měl být laterální (Kobesová et al., 2020). Diplomová práce Martina Stříbrného (2020) zkoumala, zda objektivně naměřená míra aktivace břišní stěny koreluje se

subjektivním hodnocením kvality trupové stabilizace. Tato práce prokázala, že existuje statisticky významná korelace mezi hodnotami tlaku produkovanými expanzí břišní stěny, které byly měřeny přístrojem DNS brace, a palpačním hodnocením při testu nitrobřišního tlaku, bráničním testu, testu flexe v kyčelním kloubu a testu flexe horních končetin.

2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle

1) Stanovit míru korelace mezi nitrobřišním tlakem a expanzí břišní stěny (tedy zjistit zda existuje vztah mezi hodnotou IAP a rozšířením břišní stěny) v pěti různých situacích – při klidovém dýchání, Valsalvově manévru, Müllerově manévru, bráničním testu a při posturální zátěži v podobě statického držení činky horními končetinami.

2.1.1 Dílčí cíle

- 1) Porovnat data z těchto pěti rozdílných situací mezi sebou.
- 2) Určit, při které situaci nitrobřišní tlak roste nejvíce a při které nejméně.
- 3) Určit, při které situaci je expanze břišní největší a nejmenší.

2.2 Hypotézy

2.2.1 Hypotéza 1

H0: Při klidovém dýchání se nezvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

H1: Při klidovém dýchání se zvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

2.2.2 Hypotéza 2

H0: Při Valsalvově manévru se nezvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

H1: Při Valsalvově manévru se zvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

2.2.3 Hypotéza 3

H0: Při Müllerově manévru se nezvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

H1: Při Müllerově manévru se zvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

2.2.4 Hypotéza 4

H0: Při bráničním dýchání se nezvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

H1: Při bráničním dýchání se zvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

2.2.5 Hypotéza 5

H0: Při statické zátěži v podobě izometrického držení činky se nezvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

H1: Při statické zátěži v podobě izometrického držení činky se zvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

3 METODIKA

3.1 Charakteristika souboru

Do měření bylo zařazeno celkem 31 zdravých probandů ve věku od 22 let do 37 let. Průměrný věk probandů byl 27 let, jejich průměrná výška byla 174 cm a průměrná hmotnost byla 70 kg. Průměrný BMI (body mass index), který byl vypočítán z příslušných dat, byl 23.

| | Věk (let) | Hmotnost (kg) | Výška (cm) | BMI |
|---------------|-----------|---------------|------------|-------|
| Průměr | 26,77 | 69,84 | 174,42 | 22,84 |
| SD | 3,01 | 10,67 | 8,64 | 2,13 |

Tabulka 1: Charakteristika souboru

3.1.1 Inkluzivní kritéria

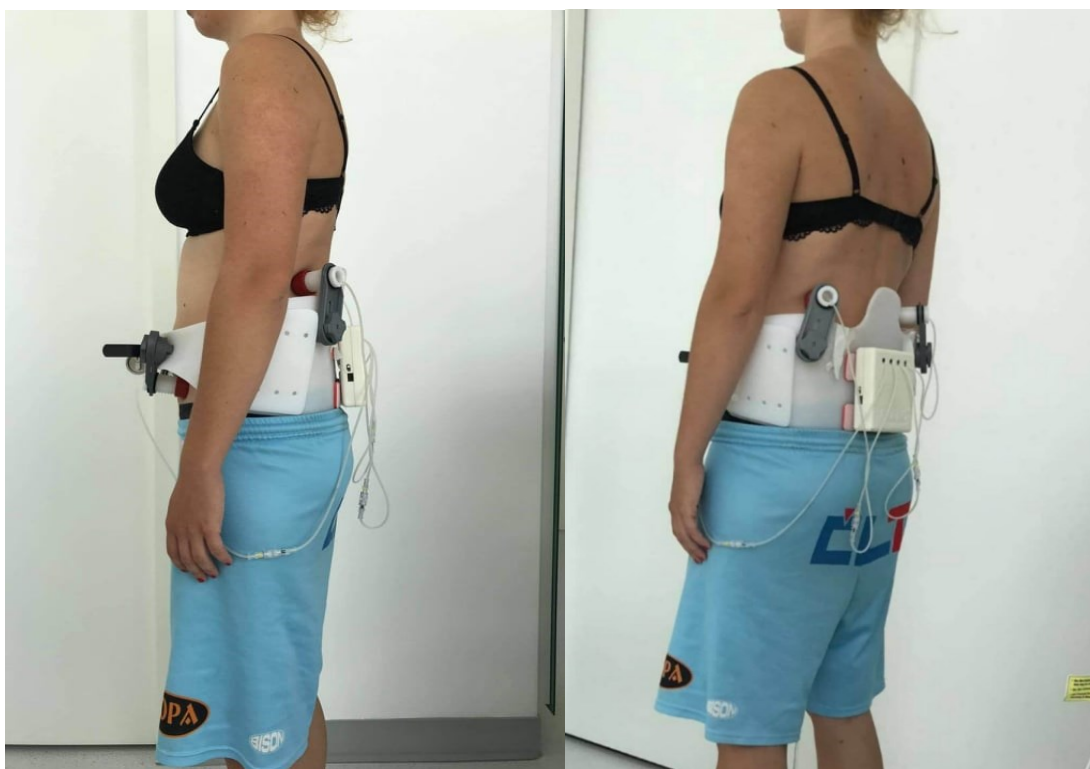
- Věk mezi 20 až 37 lety
- Nepřítomnost exkluzivních kritérií

3.1.2 Exkluzivní kritéria

- Chronické nebo akutní bolesti bederní páteře
- Patologie v oblasti páteře
- Závažné trauma (v posledním roce)
- Těhotenství
- Jizva po operaci v oblasti trupu
- Patologické procesy probíhající v břišní dutině
- Prolaps pánevních orgánů
- Výrazná diastáza břišních svalů
- Kognitivní deficit, který by vedl k nepochopení instrukcí
- Kardiální nebo respirační insuficience

3.2 Příklad DNS brace

Pomocí přístroje DNS brace byla snímána expanze břišní stěny. DNS brace je terapeuticko-diagnostický přístroj, skládající se z trupové ortézy, ve které jsou zabudovány čtyři senzory. Vnější plocha sensorů je vyrobena ze silikonu a má kopulovitý tvar, který umožňuje zanoření do měkkých tkání. Silikon je materiál s poměrně stálými mechanickými vlastnostmi, tyto vlastnosti se nemění ani při působení velmi vysokých nebo nízkých teplot. Senzory je možno posouvat podle šíře pasu pacienta, umístění sensorů v ortéze však zůstává vždy stejné, předem definované. Uvnitř senzoru je tlaková vzduchová komora. Při deformaci senzoru dochází ke změnám tlaku uvnitř komory, která je spojena silikonovou kapilární hadičkou s digitálním tlakovým senzorem. Při rozšíření břišní stěny registruje senzor změnu tlaku a hodnotu přenáší hadičkou na digitální senzor, ten převádí hodnoty tlaku v kPa do číselné a grafické podoby. Data jsou exportována pomocí Bluetooth do mobilního zařízení nebo počítače. Hodnoty jsou v intervalech 0,25 s ukládány do textového souboru. Senzor dokáže změřit tlaky v rozmezí od 0 do 500 kPa. DNS brace se může využívat i pro terapii jako biofeedback.



Obrázek 9: Příklad DNS brace

3.3 High resolution anorektální manometrie

Hodnota nitrobřišního tlaku byla měřena pomocí systému ManoScan AR, který umožňuje komplexní zhodnocení tlakové aktivity v konečníku. Využívá k posouzení funkce análních svěračů i k měření nitrobřišního tlaku. Sonda je široká 4,2 mm a má 16 kruhových senzorů pro měření tlaku. První senzory od hrotu sondy slouží k zaznamenávání IAP. Při správném zavedení sondy jsou tyto senzory lokalizovány za análními svěrači v oblasti ampula recti, na kterou se efektivně nitrobřišní tlak přenáší. Zbylé senzory sondy slouží k zaznamenávání tlaků, které jsou produkovány svěrači. Před začátkem měření se musí sonda vždy zkalibrovat a musí se na ni nasadit gumová ochrana. Sonda zaznamenává tlak v rektu kontinuálně v reálném čase a je možno ji využít k měření IAP v různých posturálních situacích. Hodnoty nitrobřišního tlaku jsou převáděny v intervalech 0,1 s do textového souboru. To znamená, že pro 1 s získáváme 10 tlakových hodnot.



Obrázek 10: Přístroj ManoScan AR, high resolution anorektální manometrie

3.4 Příprava měření

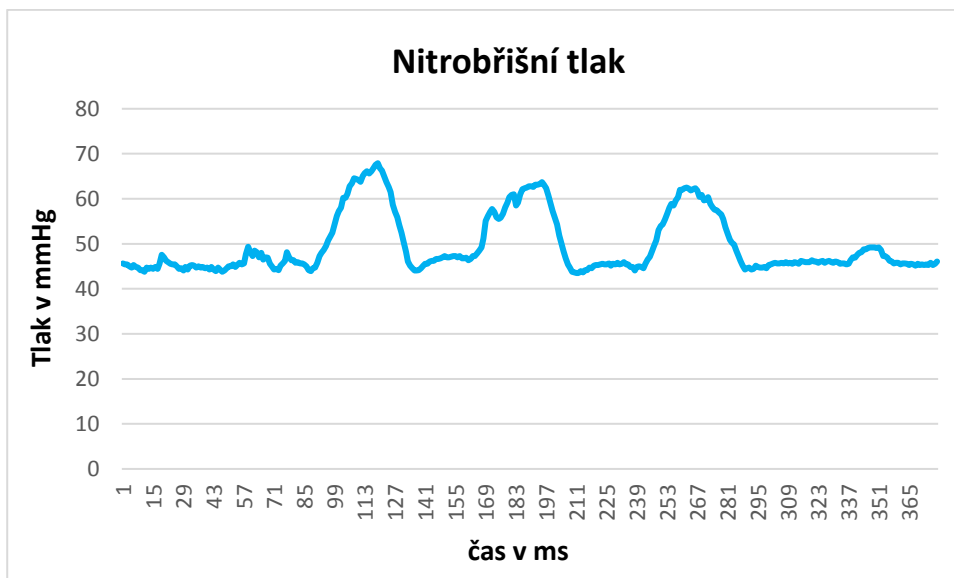
Provedení studie bylo schváleno etickou komisí FN Motol. Měření probíhalo za standardních podmínek v jedné místnosti, při stejné teplotě a vždy stejným vyšetřujícím. Proband byl nejprve edukován o celém průběhu měření a o pěti situacích, které se budou měřit (klidové dýchání, Valsalvův manévr, Müllerův manévr, brániční test, statické držení činky). Následně si všech pět

situací zkusil provést bez měření. Poté mu byl zkušebně nasazen a nastaven přístroj DNS brace. Trupová ortéza přístroje se přizpůsobuje obvodu břicha pacienta pomocí posuvného zapínání, tlakové sondy je také možno posouvat, a tím zajistit ideální kontakt sondy s měkkými tkáněmi probanda. Ideální kontakt sondy je takový, že u relaxovaného probanda vykazují všechny senzory hodnoty alespoň 5 kPa. Přední dva senzory byly probandovi oboustranně umístěny do oblasti těsně nad tříselný vaz v místě spojnice bispinální a mamilární linie. Zadní dva senzory byly oboustranně umístěny do oblasti trigonum lumbale superius pod dolními žebry. Palpací se vždy ověřilo jejich správné umístění. K měření byly vybrány tyto regiony z důvodu, že v těchto oblastech nestačí k vytvoření tlaku proti sondě pouze izolovaná lokální aktivace svalu, ale je nezbytné zvýšit IAP v rámci celkové posturální koaktivace. Dalším důvodem bylo, že se v těchto bodech nachází pouze úponové části plochých břišních svalů a příslušná část břišní stěny je dobře přístupná (Čihák, 2016). Po předběžném nastavení byl přístroj probandovi opět sundán. Následně byla provedena kalibrace přístroje pro anorektální manometrii a nasazena ochrana sondy. Po kalibraci byla anorektální sonda zavedena do análního otvoru probanda v pozici vleže na boku. Následně se proband postavil a bylo hodnoceno správné umístění sondy. Aktivací svěračů bylo ověřeno, že distální senzory jsou lokalizovány v ampula recti, na kterou se efektivně přenáší nitrobřišní tlak a zároveň se nepřenáší tlak análních svěračů. Pokud by umístění sondy nebylo optimální, místo nitrobřišního tlaku bychom měřili tlaky produkované svěrači, což by mohlo vést k zaznamenání falešně vysokých hodnot (Stafík et al., 1997; Pfeifer & Oliveria, 2006; McCarthy et al., 1982). Ověření probíhalo také tak, že proband zvýšil nitrobřišní tlak a bylo zhodnoceno, zda dochází ke zvýšení hodnot tlaku ve správném regionu sondy, tedy v úseku pro snímání IAP na špičce sondy. Po správném zavedení sondy bylo možno probandovi znovu nasadit DNS brace. Po přesném nastavení vzdálenosti a umístění tlakových sond byla provedena kalibrace DNS brace. Kalibrace zajišťuje, že výsledné hodnoty budou rovny nárůstu tlaku. Počáteční tlak břišní stěny proti sondám tak neměl žádný vliv na tlakové hodnoty.

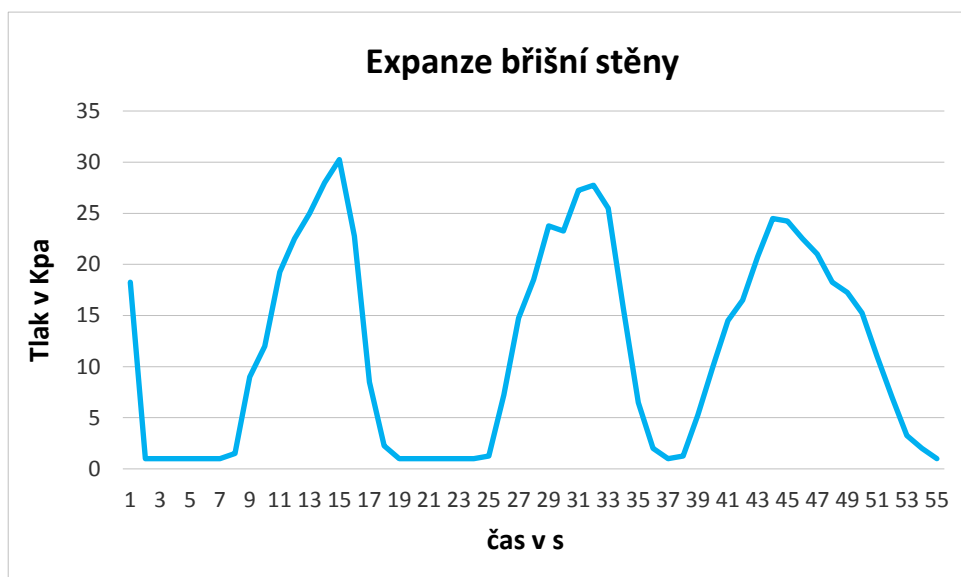
3.5 Měřené situace

U všech probandů byl měřen IAP pomocí anorektální sondy a expanze břišní přístrojem DNS brace v pěti různých situacích. Pozicí pacienta při všech měřeních byl stoj. Měření probíhalo po dobu 15–20 sekund pro každou situaci.

První situace: Klidové dýchání. Proband měl za úkol dýchat ve výchozí pozici co nejpřirozeněji bez jakýchkoli dalších instrukcí.



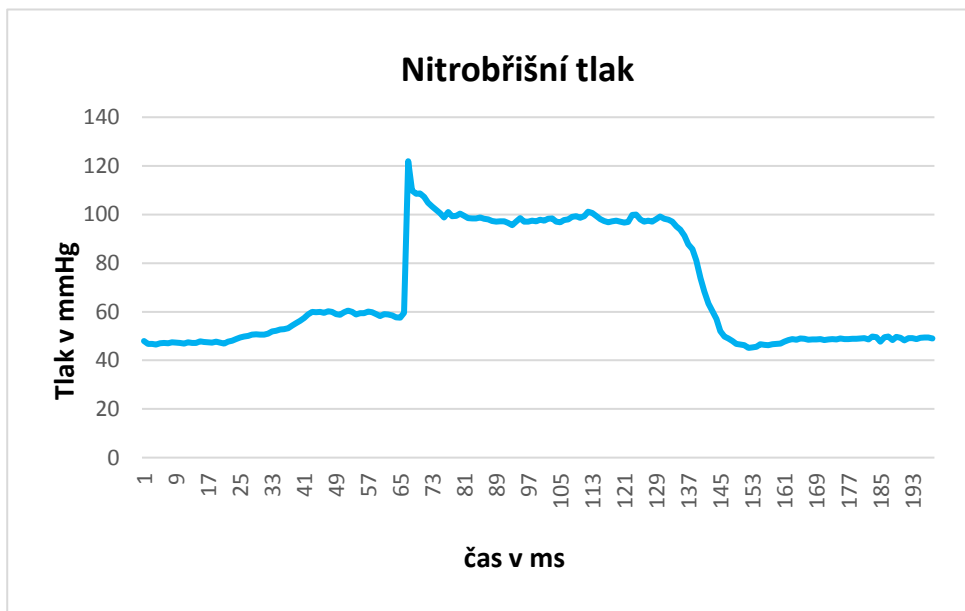
Graf 1: Grafické znázornění hodnot IAP v průběhu klidového dýchání



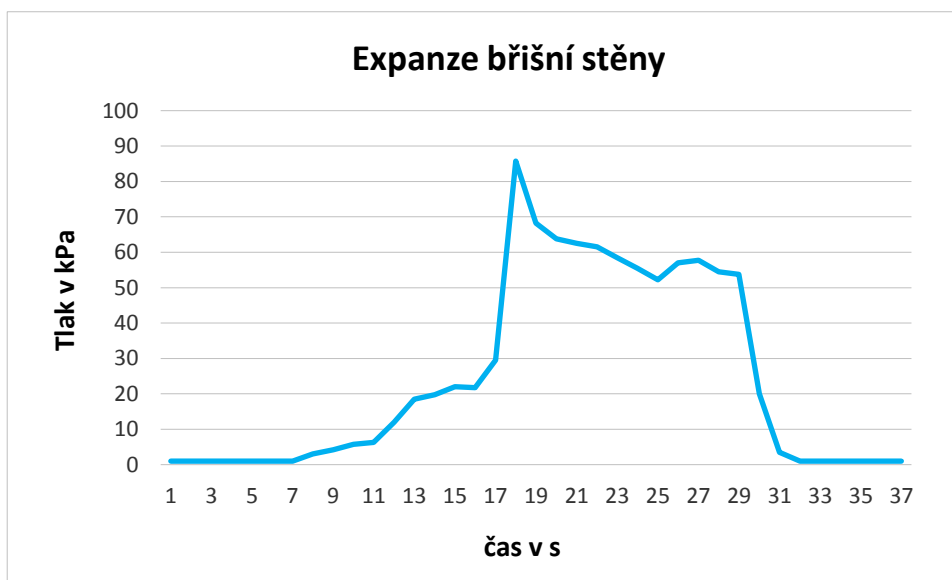
Graf 2: Grafické znázornění hodnot tlaku produkovaného expanzí břišní stěny v průběhu klidového dýchání

Druhá situace: Valsalvův manévr. Valsalvův manévr je popisován jako usilovný výdech se zavřenými nosními dírkami a zavřenými ústy skrze otevřenou glottis. Manévr začíná usilovným nádechem, poté se aktivita svalů kolem břišní dutiny začne podobat výdechu. Rozdíl oproti normálnímu výdechu je ten, že vzduch neproudí z těla ven. Proband měl tedy za úkol nejprve se usilovně nadechnout a poté vydechnout proti uzavřené nosní a ústní dutině a tímto mechanismem

zvýšit co nejvíce nitrobřišní tlak a tlačit břišní stěnou proti senzorům (Talasz, Kofler a Lechleitner, 2011; Talasz et al., 2012).



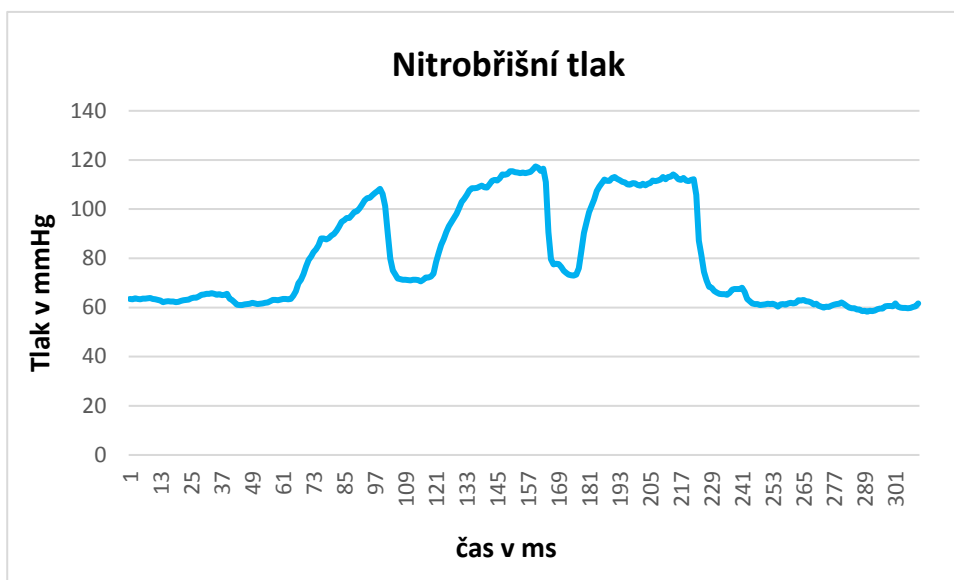
Graf 3: Grafické znázornění hodnot IAP v průběhu Valsalvova manévru



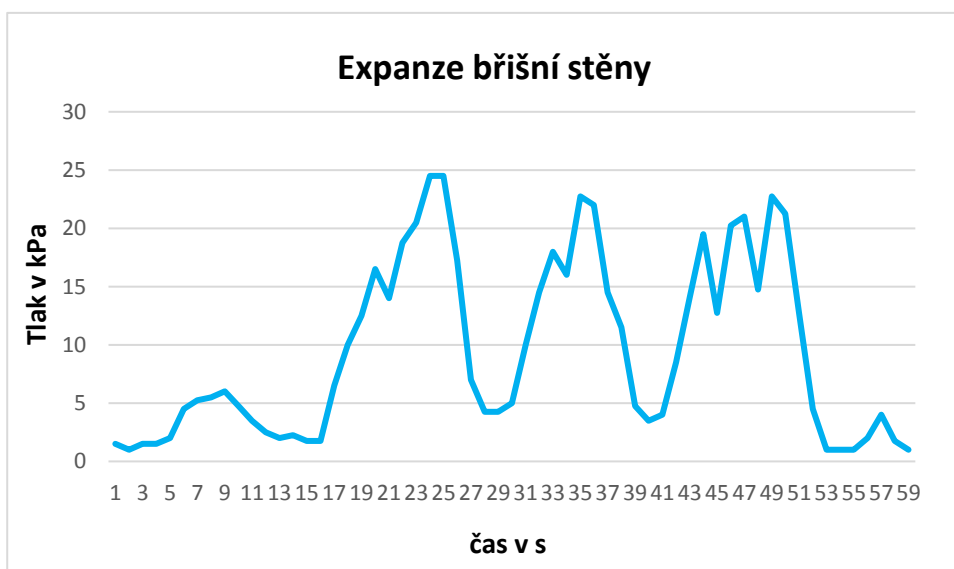
Graf 4: Grafické znázornění hodnot tlaku produkovaného expanzí břišní stěny v průběhu Valsalvova manévru

Třetí situace: Müllerův manévr. Tento manévr je pravým opakem Valsalvova manévru. Müllerův manévr je popisován jako usilovný nádech při zavřené glottis, při nádechu tak nedochází

k proudění vzduchu do plic. Během Müllerova manévru se výrazně snižuje nitrohruční tlak. Tento manévr je využíván k postizometrické relaxaci bránice. Úkolem probanda bylo, aby se usilovně nadechl proti uzavřené hlasívkové štěrbině. Proband si mohl pomocně prsty stisknout nosní křídla. Během manévru měl proband samozřejmě zavřená ústa a nedocházelo k proudění vzduchu (Kushida, 2013).

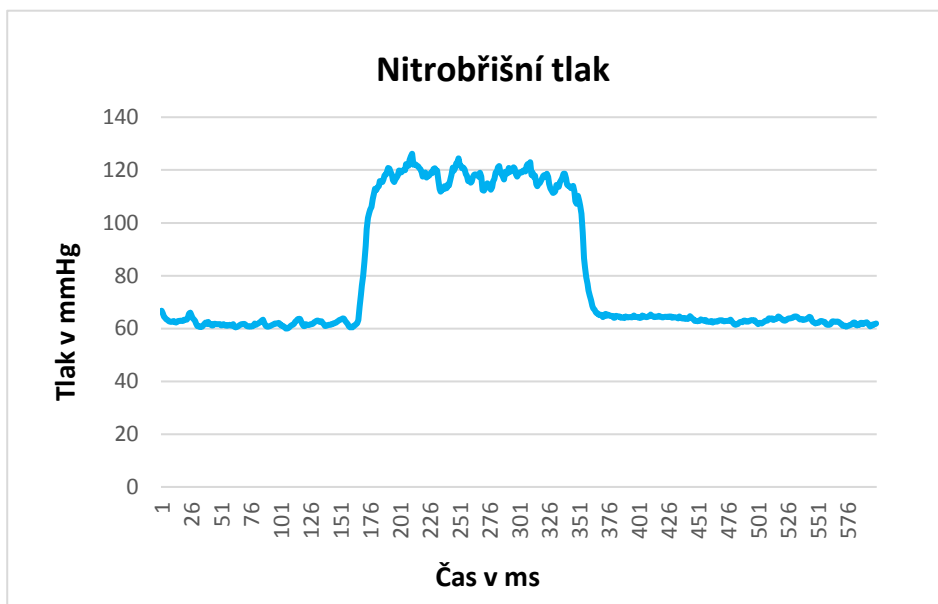


Graf 5: Grafické znázornění hodnot IAP v průběhu Müllerova manévru

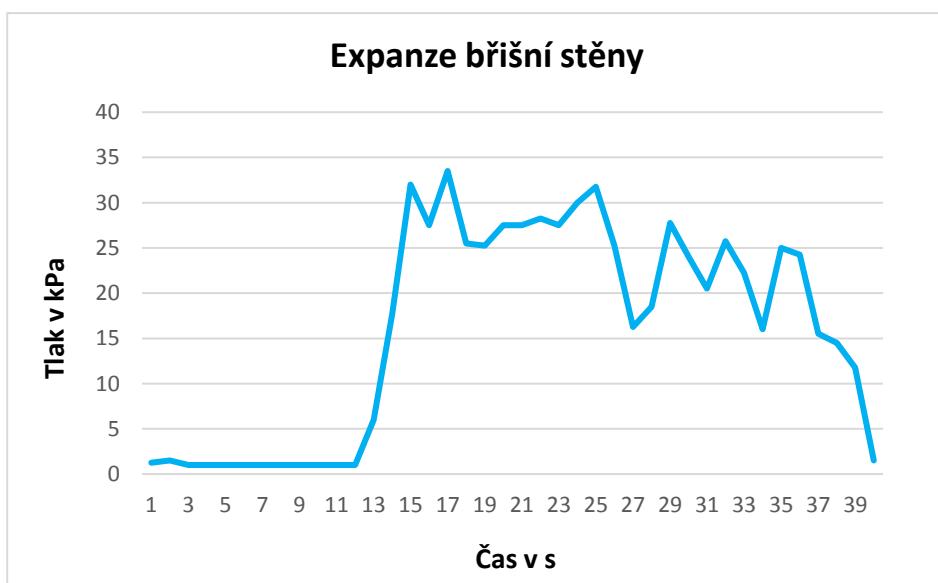


Graf 6: Grafické znázornění hodnot tlaku produkovaného expanzí břišní stěny v průběhu Müllerova manévru

Čtvrtá situace: Brániční test. Proband byl vyzván, aby během nádechu i výdechu vytvářel tlak břišní stěnou proti snímacím sensorům. Cílem správně provedeného bráničního testu je zvýšit nitrobřišní tlak ve spojení s dechovou funkcí (Kolář, 2009).

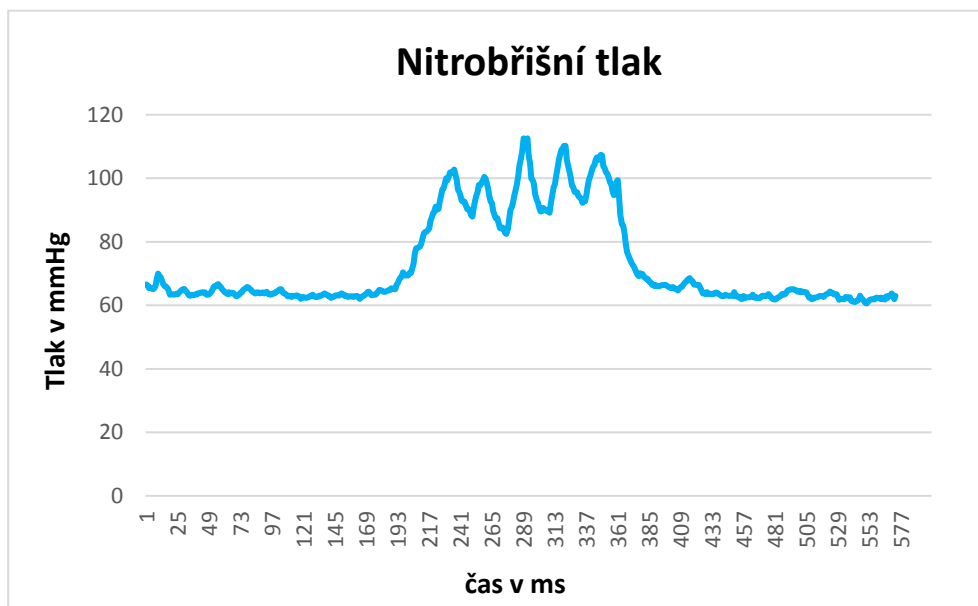


Graf 7: Grafické znázornění hodnot IAP v průběhu bráničního testu

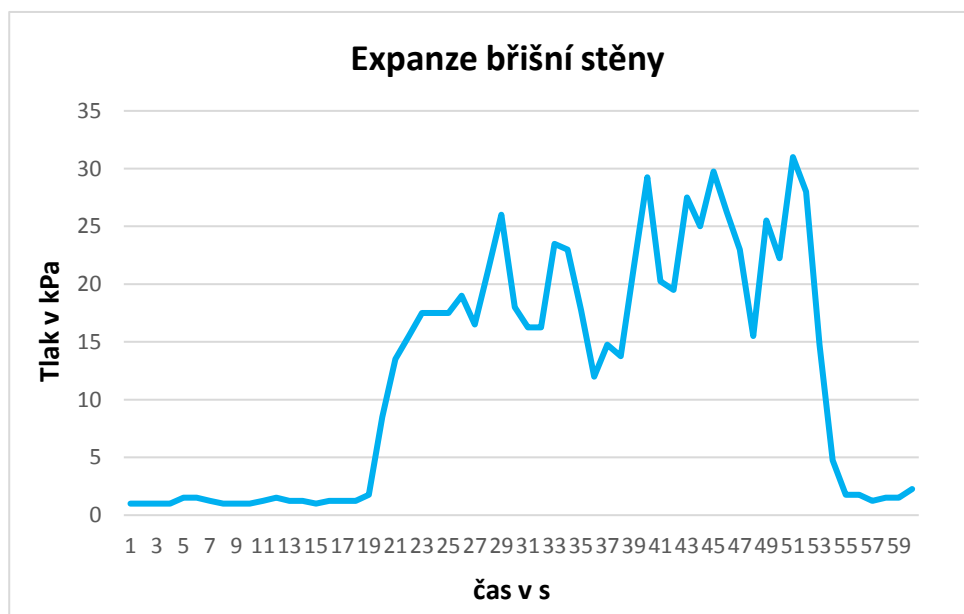


Graf 8: Grafické znázornění hodnot tlaku produkovaného expanzí břišní stěny v průběhu bráničního testu

Pátá situace: Posturální zatížení v podobě statického držení činky horními končetinami. Proband měl za úkol staticky držet činku, která vážila 20 % jeho hmotnosti při semiflexi v ramenních a loketních kloubech.



Graf 9: Grafické znázornění hodnot IAP v průběhu statického držení činky



Graf 10: Grafické znázornění hodnot tlaku produkovaného expanzí břišní stěny v průběhu statického držení činky

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky celkově

Data získaná z anorektální manometrie a z přístroje DNS brace byla exportována do Microsoft Office-Excel. V tomto programu bylo vytvořeno grafické znázornění hodnot tlaku v čase. Při klidovém dýchání byla vyhledána nejvyšší hodnota tlaku z dat získaných z anální manometrie i z DNS brace. V ostatních čtyřech situacích se hodnoty z určitého časového úseku nárůstu tlaku zprůměrovaly. Z měřených 15 až 20 sekund byly pro statistickou analýzu využity časové intervaly kolem 10 sekund, kdy byla u přístroje DNS brace stabilní aktivace na všech čtyřech senzorech. Délky časových intervalů z obou přístrojů si odpovídaly. Z každé situace byly takto získány dvě hodnoty, které byly následně statisticky porovnány.

Hlavním cílem diplomové práce bylo zhodnotit korelaci mezi tlaky získanými z anální manometrie a z přístroje DNS brace v pěti různých situacích. Byl použit test o Pearsonově korelačním koeficientu, a to za předpokladu, že data jsou normálně gausovsky rozdělena. Statistickým testováním byla získána p-hodnota. Hladina spolehlivosti byla stanovena na 99 %. Pokud je p-hodnota vyšší, než 0,01 nezamítáme nulovou hypotézu. Pokud je ale p-hodnota nižší, než 0,01 zamítáme nulovou hypotézu a přijímáme alternativní. Tabulka č. 2 vykazuje průměrné hodnoty získané měřením, směrodatné odchylky, hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu a p-hodnoty. Pearsonův korelační koeficient stanovuje sílu korelace, viz tabulka č. 3, korelace může být kladná i záporná.

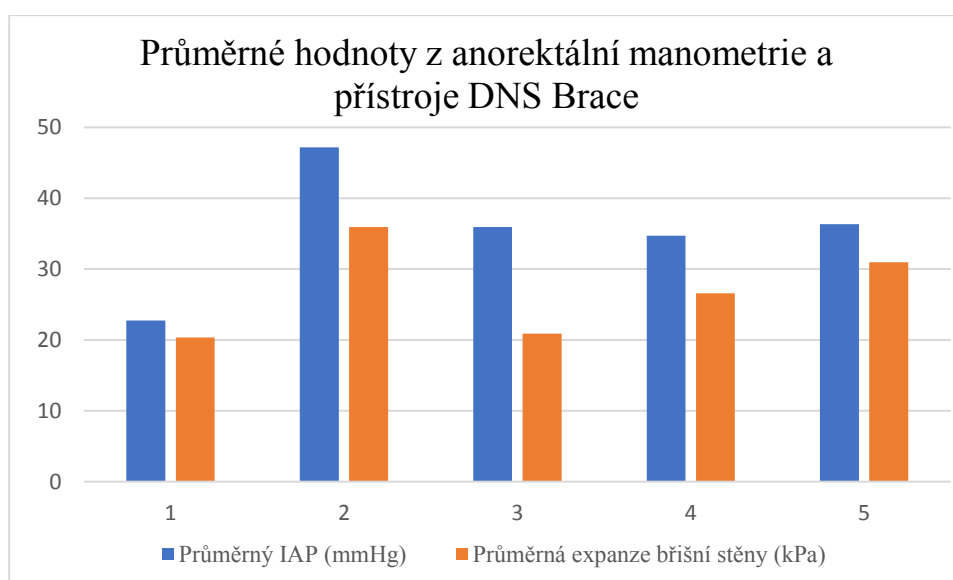
| Měřená situace | Tlak z anální manometrie (SD) | Tlak z DNS Brace (SD) | Pearsonův korelační koeficient r | p-hodnota |
|--------------------|-------------------------------|-----------------------|----------------------------------|-----------|
| 1 Klidové dýchání | 22,73 (12,38) | 20,34 (11,68) | 0,735 | < 0,001* |
| 2 Valsalvův manévr | 47,20 (27,09) | 35,93 (20,19) | 0,836 | < 0,001* |
| 3 Müllerův manévr | 35,92 (24,96) | 20,87 (10,45) | 0,651 | < 0,001* |
| 4 Brániční test | 34,72 (17,45) | 26,57 (15,05) | 0,708 | < 0,001* |
| 5 Držení činky | 36,35 (21,46) | 30,97 (25,86) | 0,921 | < 0,001* |

Tabulka 2: Výsledky měření

- Statisticky významná korelace ($P < 0,01$)

| Korelace (reliabilita) | Koefficient r | |
|------------------------|------------------|------------|
| | Pozitivní | Negativní |
| Nízká/slabá | 0,1 – 0,3 | -0,1 – 0,3 |
| Střední/mírná | 0,3 – 0,5 | -0,3 – 0,5 |
| Velká/silná | 0,5 – 1,0 | -0,5 – 1,0 |

Tabulka 3: Korelace



Graf 11: Přehled průměrných hodnot získaných z anorektální manometrie a přístroje DNS brace při 1 – klidovém dýchání, 2 – Valsalvově manévru, 3 – Müllerově manévru, 4 – bráničním testu, 5 – statickém držení činky

Průměrně nejvyšší hodnoty IAP i nejvyšší hodnoty tlaku naměřené přístrojem DNS brace byly získány při Valsalvově manévru a nejnižší při klidovém dýchání. Korelace hodnot tlaku získaných přístrojem DNS Brace a anální manometrií je ve všech pěti situacích statisticky významná ($p < 0,01$). Je tedy možno všech pět nulových hypotéz zamítnout a přijmout alternativní hypotézy. Zamítáme tedy tvrzení: Ve všech pěti situacích se nezvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku. Přijímáme hypotézu: Při všech pěti situacích se zvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

Pearsonovy koeficienty udávají sílu korelace, která je ve všech pěti situacích velmi silná od $r = 0,651$ do $r = 0,921$. Nejmenší sílu korelace vykazuje Müllerův manévr a nejvyšší izometrické držení činky. Velmi vysokou korelaci $r = 0,836$ vykazuje i Valsalvův manévr, u klidového dýchání a bráničního testu jsou korelace kolem $r = 0,7$.

Potvrdily se tedy hypotézy:

H1: Při klidovém dýchání se zvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

H1: Při Valsalvově manévru se zvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

H1: Při Müllerově manévru se zvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

H1: Při bráničním dýchání se zvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

H1: Při statické zátěži v podobě izometrického držení činky se zvýší expanze břišní úměrně ke zvýšení nitrobřišního tlaku.

5 DISKUZE

5.1 Diskuze k teoretické části

Stabilita páteře musí být neustále udržována, pokud není páteř stabilní, zvyšuje se riziko jejího poranění (Hodges et al., 2005). Stabilitu bederní páteře zajišťuje stabilizační systém páteře, ten tvoří především bránice, pánevní dno, břišní svaly a mm. multifidi (MacDonald et al., 2006; Kolář & Lewit, 2005). Insuficience stabilizačního systému páteře je jedním z nejvýznamnějších etiopatologických faktorů bolesti zad. Bolesti zad během života postihují až 90 % populace a jsou jednou z nejčastějších příčin pracovní neschopnosti. Proto si myslím, že je důležité tuto problematiku dále zkoumat (Hodges & Richardson, 1996; Kolář & Lewit, 2005). Je zde stále mnoho nezodpovězených otázek, týkajících se příčin LBP a její terapie.

Při správné aktivaci svalů stabilizačního systému páteře by mělo fyziologicky docházet ke zvýšení nitrobřišního tlaku. Nitrobřišní tlak je hydraulický tlak, který vzniká uvnitř břišní dutiny a působí všemi směry stejnou silou (De Keulenaer et al., 2009). IAP je vázán na dýchání, při nádechu dochází ke kaudálnímu poklesu bránice do dutiny břišní, při kterém se vytváří tlak na břišní orgány. Současně s kontrakcí bránice by mělo dojít i ke kontrakci svalů pánevního dna. Bránice a pánevní dno tvoří dva písky, které tlačí proti sobě. Musculus transversus abdominis svojí excentrickou kontrakcí brzdí pohyb obsahu břišní dutiny do stran a dopředu (Hodges et al., 1999).

Nitrobřišní tlak byl již od dávné minulosti předmětem mnoha studií. Již v dřívějších dobách se vědělo, že stabilita páteře musí být neustále udržována. Otázkou ale po dlouhá desetiletí zůstávalo, co konkrétně dokáže páteř stabilizovat. Stále se vedly diskuze, zda může být tímto stabilizátorem nitrobřišní tlak, nebo zda je pouze vedlejším produktem aktivace svalů a stabilizace páteře se neúčastní. Davis v roce 1959 vysledoval, že IAP se zvyšuje při zvedání těžkých břemen. Touto studií potvrdil, že během posturální zátěže dochází ke zvýšení IAP, ale nenaznačil nic o jeho funkci. První hypotézy, které uváděly, že IAP může poskytnout určité odlehčení bederní páteře, měli Bartelin (1959), Keith et al. (1923) a Morris et al. (1961). V této době se myslelo, že nitrobřišní tlak je vytvářen kontrakcí abdominálních svalů a působí kraniálně na bránici a kaudálně na pánevní dno. Bylo provedeno několik studií s cílem potvrdit hypotézu, že nitrobřišní tlak zvyšuje stabilitu páteře, ale většina z nich selhala (Bearn et al., 1961; Krag et al. 1984; Normal & McGill, 1987).

Bartelin provedl v roce 1957 zátěžové testy intervertebrálních disků, ve kterých se ukázalo, že ke strukturálnímu poškození disku dochází při zatížení již od 136 kg. Bradford a Spurling (1945) vypočetli, že musculus erector spinae vyvolá při pohybu zatížení páteře až 680 kg. Na základě toho

Bartelin usoudil, že musí existovat určitý mechanismus, který dokáže páteř odlehčit, a předpokládal, že tímto zmiňovaným mechanismem by mohl být právě IAP. Vytvořil i experimentální studii na probandech, ve které se snažil potvrdit svoji hypotézu. Měřil EMG abdominálních svalů při zdvihání břemen ze země na stůl. Došel k závěru, že za zvýšením IAP stojí musculus transversus abdominis. Musculus rectus abdominis se podle výsledků do vytvoření IAP nezapojuje, zapojení šikmých svalů sice není z EMG prokazatelné, ale Bartelin jejich účast předpokládal. Našlo se mnoho odpůrců, kteří tvrdili, že role IAP ve stabilizaci páteře je přeceňována. Byli to například Bearn (1961), Grew (1980) a Ekholm et al. (1982). Ekholm provedl experiment, ve kterém měřil EMG abdominálních svalů při zdvihání břemen. Neprokázal zde aktivitu šikmých břišních svalů na zvyšování IAP. Na základě předcházejících studií Bartelina (1957) a Morrise et al. (1961), které aktivitu šikmých břišních svalů spojovaly se zvýšením nitrobřišního tlaku, došli autoři k závěru, že teorie snížení komprese páteře zvýšením IAP je nadhodnocována. Bartelin ale ve své studii zapojení šikmých svalů pomocí EMG také neprokázal, jejich aktivitu pouze předpokládal. Při hodnocení výsledků těchto studií je nutné brát v potaz, že elektromyografie není nejvhodnější metodou pro hodnocení aktivity hlubokých svalů.

Až Cresswell et al. (2000) a Cholewický (1999b) potvrdili hypotézu, že stabilita páteře je podmíněna zvýšením nitrobřišního tlaku, přesto ale jednu z nejvýznamnějších studií provedl až v roce 2005 Hodges. Jeho studií bylo prokázáno, že samotný nitrobřišní tlak bez aktivace břišních a zádových svalů zvyšuje stabilitu bederní páteře. Usuzuje se tedy, že nitrobřišní tlak stojí za zvýšením stability bederní páteře, chrání páteř od přílišného zatížení, snižuje axilární kompresi a přenáší zatížení na větší plochu (Hodges et al., 2005; Hodges et al., 2007).

Kapitola 1.2 Intraabdominální tlak a její podkapitoly 1.2.1 Svaly účastníci se zvýšení IAP a 1.2.2 IAP a jeho vliv na jiné systémy byly zařazeny do diplomové práce, protože dle mého názoru je důležité pochopit, jak nitrobřišní tlak vzniká, jak funguje a proč je v rámci rehabilitace důležitý. IAP se využívá v mnoha fyzioterapeutických konceptech (DNS, posturální terapie) nejen u pacientů s bolestí zad. Stabilizace páteře je totiž nutná během veškerých pohybů (Hodges et al., 1997). I když zde stále zůstává mnoho otázek, které je v budoucnu potřeba zodpovědět, je jasné, že IAP má velice důležitou funkci v terapii pacientů. Z rehabilitačního hlediska je důležité znát i vliv zvýšení nitrobřišního tlaku na jiné systémy. Zvýšení nitrobřišního tlaku totiž nemusí mít vždy jen pozitivní účinky. Náhlý vzestup nitrobřišního tlaku může vést například k vzestupu nitrolebního tlaku a k poklesu krevního průtoku mozkiem. Z hlediska toho je důležitá monitorace IAP v rámci intenzivní péče (Sugrue et al., 1995; Kula et al., 2010; Dobešová, 2012; Malbrain, 2013).

Měření IAP se využívá v rámci rehabilitační medicíny především v experimentálních studiích. V klinické praxi je možné se s ním setkat jen v rámci intenzivní péče, v rehabilitaci se kvůli obtížně

proveditelnému měření příliš nevyužívá. Revoluci by ale mohly přinést bezdrátové vaginální sondy, jejichž zavedení není příliš náročné a poskytuje možnost měřit tlak v různých pozicích i v domácím prostředí. Tyto sondy by tedy mohly fungovat jako biofeedback při cvičení. Je tu ale otázka, jak vaginální sonda s délkou 27, 4 mm a šířkou 12,7 mm ovlivní funkci pánevního dna (Shaw et al., 2004).

Nitrobřišní tlak je možné měřit invazivně i neinvazivně. Mezi přímé metody měření se řadí intraperitoneální měření a měření tlaku ve vena cava inferior. Nepřímo je možné měřit intravezikální, intragastrickou, intrarektální nebo intravaginální metodou. Na jednotkách intenzivní péče se nejvíce využívají močové katetry (Correa et al., 2017; Malbrain, 2003). V experimentálních studiích, které zkoumaly vliv nitrobřišního tlaku na stabilitu páteře, byly využívány hlavně gastrické a rektální katetry (Grillner et al., 1978; Bartelink, 1957; Morris, 1961; Weir, 2006).

Měření pomocí močového katetru je považováno za nejrozšířenější, nejspolehlivější a nejprostudovanější způsob neinvazivní monitorace nitrobřišní hypertenze. Z nepřímých metod odráží toto měření nejpřesněji tlak uvnitř břišní dutiny a je mezinárodní společností pro břišní kompartment syndrom považováno za standardní metodu sledování IAP (Correa et al., 2017; Ivantury, 2007). Gastrické měření se v klinické praxi příliš nevyužívá, protože je pacienty označováno jako velmi nepříjemné a je finančně náročné. Využívá se hlavně v experimentálních studiích, v případech, kdy není možno využít močový katetr, nebo v případech, kdy má pacient v těle již umístěn tonometr pro měření intramurálního pH žaludku (Engum et al., 2002; Malbrain, 2004; Sugrue et al., 1994).

Při vaginálním měření je tlak snímán katetrem zavedeným do vagíny. Vaginální měření je podle Al-Tahera et al. (1987) ženami snášeno lépe než anorektální způsob měření a mělo by být upřednostňováno. Nově byla vyvinuta metoda bezdrátového měření. Bezdrátová vaginální sonda umožňuje mobilitu pacienta, je možné s její pomocí sledovat IAP i v domácím prostředí (Shaw et al., 2004). Anorektální manometrie je měřením, při kterém je nitrobřišní tlak snímán katetrem zavedeným do konečníku. Tato metoda měření byla využita i v této diplomové práci. K anorektálnímu měření se využívají speciální katetry nebo balónkové sondy. V roce 2006 byla do praxe zavedena technika snímání pomocí mikročipů. Jedná se o zjednodušenou metodu měření, kdy je velikost sondy zhruba 2 mm. Menší zařízení vede k menšímu množství artefaktů a k objektivnějšímu snímání tlaku (Pfeifer & Oliveria, 2006). Obecnými problémy rektálního měření jsou přítomnost zbytkových fekálií, nesprávné zavedení sondy a stud vyšetřovaného (Bhatia et al., 1986; Pfeifer & Oliveria, 2006). Dle studie Dolanové z roku 2004 odmítne průměrně jedna z pěti žen rektální vyšetření kvůli strachu z bolesti a „ztrapnění“ a upřednostní vaginální vyšetření. Pacientky, které však rektální i vaginální

vyšetření podstoupily, neudávají žádný rozdíl v intenzitě bolesti a pocitu ztrapnění mezi těmito dvěma způsoby měření. Korelace mezi hodnotami získanými vaginálním a rektálním měřením je velmi silná (Dolan et al., 2004; Sullivan et al., 2003). Za nejpřesnější a nejspolehlivější je však považována transvezikální metoda (Correa et al., 2017). Po zvážení všech kladů a záporů jsme rektální sondu shledali jako nejvhodnější způsob měření a využili ji v praktické části diplomové práce.

Dalším možným neinvazivním, ale neobjektivním a nepřímým způsobem hodnocení IAP je palpační hodnocení expanze břišní stěny. Předpokládá se, že při nárůstu IAP dochází k expanzi břišní stěny. Palpace se provádí v oblasti nad tříselným vazem a v trigonum lumbale superius (Kolář a Lewit, 2005; Kobesová et al., 2020). Zatím nebyla provedena studie, která by zkoumala korelaci mezi zvýšením IAP a zvětšením expanze břišní stěny na živých probandech. Existuje studie, která hodnotí korelaci IAP a expanzi břišní stěny pomocí speciálně navrženého dynamometru na tělech zesnulých osob. Ke zvýšení IAP v této studii došlo prostřednictvím insuflace vzduchu do intraperitoneální dutiny. Studie prokázala silnou korelaci mezi zvýšením IAP a expanzí břišní stěny, ale je nutné brát v potaz, že studie byla prováděna na zesnulých tělech, tudíž zde nebyla možná žádná svalová aktivace a nitrobřišní tlak byl zvýšen uměle (Ramshorst et al., 2011). Výpovědní hodnota této studie tak zůstává otázkou. Některé další studie se zabývaly měřením zvýšení IAP a zvětšením obvodu břicha (Kirkpatrick et al. 2000), výsledky však větší korelaci neprokázaly.

5.2 Diskuze k praktické části

Cílem této diplomové práce bylo stanovit míru korelace mezi nitrobřišním tlakem a expanzí břišní stěny v pěti různých situacích – při klidovém dýchání, Valsalvově manévru, Müllerově manévru, bráničním testu a při posturální zátěži v podobě statického držení činky horními končetinami. Do dnešní doby nebyla vytvořena studie, která by tuto korelaci zkoumala na živých a zdravých probandech.

Do měření bylo zařazeno celkem 31 zdravých probandů ve věku od 22 do 37 let. Výsledky našeho měření můžeme interpretovat pouze na tuto část populace. Nemůžeme je tedy aplikovat na populaci starších lidí s patologiemi. Například jizva po břišní operaci nebo prolaps pánevního dna můžou chování břišní stěny významně ovlivnit a korelaci pozměnit. Průměrná hmotnost probandů byla 69,84 kg a BMI 22,84. Většina pacientů byli studenti oboru fyzioterapie. Je nepsané pravidlo, že studenti fyzioterapie sportují více než studenti jiných oborů. Je tudíž i předpoklad, že budou umět efektivněji zapojit stabilizační systém páteře. Tento předpoklad se v této práci příliš nepotvrdil.

Měření tedy probíhalo u probandů, kteří uměli stabilizační systém velmi efektivně zapojit, i u probandů, u kterých byl insuficientní. Pro naše účely byl tento fakt spíše pozitivní, jelikož jsme otestovali korelaci pro oba případy. Stále ale zůstává prostor pro další studie, které by zkoumaly korelaci tlaků například u pacientů s low back pain apod.

IAP byl měřen High resolution anorektální manometrií. Mimo anorektálního měření přicházelo v úvahu ještě měření intravezikální, intragastrické nebo intravaginální. Intravezikální metoda měření byla zavržena z důvodu obtížného zavedení močového katetru do močového měchýře, při kterém, hlavně u muže hrozí komplikace a je zde poměrně velké riziko vzniku infekce. Intragastrická sonda byla zavržena z toho důvodu, že se jedná o velmi nepříjemnou a málo probandy tolerovanou formu měření. Intravaginální měření bylo zamítnuto z důvodu, že by studie mohla probíhat pouze u žen. Přímé invazivní měření vůbec v úvahu nepřicházelo. Anorektální manometrie se tedy jevila jako nejsnadněji proveditelná, nejkomfortnější a nejdostupnější metoda měření (Malbrain, 2004; Malbrain, 2013). Je to velmi spolehlivá metoda měření IAP, a to i při skutečnosti, že nereflektuje nitrobřišní tlak tak přesně, jako například intravezikální metoda (Correa et al., 2017). V porovnání s jinými neinvazivními metodami, například s vaginální sondou, je korelace hodnot získaná oběma měřeními velmi silná (Dolan et al., 2004; Sullivan et al., 2003).

Riziko zkreslení hodnot tlaku přinášela možnost nesprávného zavedení sondy. Sonda musí být zavedena minimálně 10 cm do nitra análního otvoru, do oblasti ampulla recti, aby nedošlo k zaznamenání tlaků produkovanými análními svěrači (Bhatia et al., 1986; Pfeifer & Oliveira, 2004). Tato skutečnost byla kontrolována dvěma testy – testem aktivity análních svěračů a testem zvýšení nitrobřišního tlaku.

Expanze břišní stěny byla měřena přístrojem DNS brace. Komplexní hodnocení tímto přístrojem přináší benefit oproti jiným možnostem hodnocení aktivace svalů. Studie využívající k hodnocení aktivace svalů jehlové EMG (Ferreira et al., 2004), povrchovou EMG (Marshall & Murphy, 2010) nebo ultrazvukové zobrazení (Amerijckx et al., 2020) nehodnotí celkovou koaktivaci trupových svalů, ale spíše lokální svalové změny (Brown & McGill, 2010). DNS brace funguje na opačném principu, zaznamenává celkovou svalovou koaktivaci, díky níž dochází k zvýšení IAP. Přední dva senzory byly oboustranně umístěny do oblasti těsně nad tříselný vaz v místě spojnice bispinální a mamilární linie. Zadní dva senzory byly oboustranně umístěny do oblasti trigonum lumbale superius pod dolními žebry. Při umístění senzorů do těchto oblastí nestačí k vytvoření tlaku na sondu pouze izolovaná kontrakce lokálního svalu, ale je nutno zvýšit tlak v rámci celkové posturální koaktivace. V těchto bodech se nacházejí pouze úponové části plochých břišních svalů, a proto je příslušná část břišní stěny dobře přístupná (Čihák, 2016).

Nitrobřišní tlak a expanzi břišní stěny jsme měřili v pěti situacích. Celkové měření i s instruktáží pacienta trvalo zhruba 30 minut. Probandi měli největší problém s třetí a čtvrtou situací. I po názorné ukázce došlo u několika pacientů k nepochopení instrukcí. Při Müllerově manévru se probandi nedokázali „nadechnout“ proti uzavřené glottis a prováděli pouze vtažení břišní stěny. Při bráničním testu byl problém udržet natlakovanou břišní dutinu i při výdechu. Probandi nebyli schopni zkoordinovat respirační a posturální funkci bránice, což vede k tomu, že v zátěžových situacích zvyšují nitrobřišní tlak se zádrží dechu.

5.2.1 Výsledky

Provedeným měřením se podařilo prokázat korelaci mezi zvýšením nitrobřišního tlaku a zvětšením expanze břišní stěny. Korelace hodnot tlaků získaných přístrojem DNS Brace a anální manometrií byla ve všech pěti situacích statisticky významná ($p < 0,01$). Můžeme tedy tvrdit, že při zvýšení nitrobřišního tlaku dochází k úměrné expanzi břišní stěny. Hodnoty Pearsonova koeficientu udávající sílu korelace byly od 0,651 do 0,921, což znamená, že korelace byla ve všech situacích velmi silná.

K expanzi břišní stěny dochází v důsledku celkové svalové koaktivace, která nitrobřišní tlak vytváří. Nitrobřišní tlak v břišní dutině se má rozpínat všemi směry stejně a trup se má rozšiřovat jako jeden celek (Kolář, 2005; Hodges, 2007). Můžeme si položit otázku, jak je možné, že studie, které zkoumaly korelaci mezi obvodem břicha a zvýšením IAP, výraznou korelaci neprokázaly (Kirkpatrick et al., 2000). Expanze břišní stěny je největší v bodech, ve kterých jsme měření prováděli, nitrobřišní tlak má tendenci unikat místem nejmenšího odporu, což jsou právě zmíněná místa. Celkový obvod břicha se v důsledku kontrakce svalů může i mírně zmenšit. (Talas et al., 2011; Talas et al., 2012)

Tato diplomová práce stejně jako například experimenty Davise (1959) nebo Cholewického (1999a) došla k závěru, že při zvýšených nárocích na posturální stabilitu se zvyšuje nitrobřišní tlak. Potvrdila, že při zvýšení IAP dochází k úměrnému rozšíření břišní stěny v oblastech nad tříselným vazem a v trigonum lumbale superius. Palpačním vyšetřením v uvedených oblastech tedy můžeme usuzovat na výši nitrobřišního tlaku a nepřímo IAP hodnotit.

Každá z měřených situací mluví o kvalitě trupové stabilizace a využití nitrobřišního tlaku. Při klidovém dýchání byl Pearsonův korelační koeficient 0,735. Proband měl za úkol volně a bez jakýchkoli instrukcí dýchat. Dle výsledků při nádechu docházelo k mírné expanzi břišní stěny, která korelovala s mírným zvýšením nitrobřišního tlaku. Při výdechu se expanze břišní stěny i nitrobřišní

tlak vracely do základní hodnoty. Při nádechu dochází ke kaudálnímu posunu bránice, tím také ke stejnému poklesu břišních orgánů. Současně se aktivuje pánevní dno i břišní svaly, a tak dochází k mírnému vyklenutí břišní stěny dopředu a zvýšení IAP. Při klidovém dýchání by měl být nitrobřišní tlak naměřený na konci výdechu co nejnižší. Výrazné a dlouho trvající zvýšení klidové hodnoty nitrobřišního tlaku totiž přináší možné riziko rozvoje selhání intraabdominálních i extraabdominálních orgánů (Talasz et al., 2011; Talasz et al., 2012; Kula et al., 2010).

Při Valsalvově manévru byly zaznamenány nejvyšší hodnoty nitrobřišního tlaku i expanze břišní stěny v měřených bodech. Pearsonův korelační koeficient byl 0,836. Nejvyšších hodnot probandi dosahovali díky tomu, že při tomto manévru není potřeba řešit respirační funkci. Dochází zde k excentrickému pohybu bránice kraniálně, ke koncentrickému pohybu pánevního dna kraniálně a ke koncentrické kontrakci anterolaterálních svalů. To také vysvětluje, proč studie zkoumající korelaci mezi zvýšením IAP a zvětšením celkového obvodu břišní stěny při Valsalvově manévru korelaci neprokázaly. Rozdíl oproti normálnímu výdechu je takový, že při tomto manévru nedochází k proudění vzduchu ven z těla, proto je zde vyšší i nitrohruční tlak, který umožňuje menší kraniální posun bránice než u normálního výdechu. (Talasz et al., 2011; Talasz et al., 2012).

Třetí situací byl Müllerův manévr. Při Müllerově manévru došlo k zaznamenání vyšších hodnot nitrobřišního tlaku a nižších hodnot tlaků získaných z DNS brace. Nejspíše v důsledku toho, že při Müllerově manévru se výrazně snižuje nitrohruční tlak, bránice klesá směrem do břišní dutiny, aktivuje se pánevní dno, ale břišní svaly se vtahují dovnitř (Kushida, 2013). Pearsonův korelační koeficient byl v této situaci nejmenší 0,651. S touto situací měli probandi největší problém, u několika probandů došlo k nepochopení instrukcí a provedení pouhého vtažení břišní stěny, což mělo na výsledek měření nepochybně vliv.

Čtvrtou situací byl brániční test, jedná se vlastně o test z konceptu DNS. Při tomto testu byla vyšetřována pacientova volní schopnost využít nitrobřišní tlak k expanzi břišní stěny. Proband se snažil vyvinout tlak břišní stěnou proti senzorům přístroje DNS brace. Při tomto testu došlo k výraznějšímu zvýšení IAP, expanze břišní stěny byla ale nižší. (Kolář, 2009). Pearsonův korelační koeficient tak u tohoto testu byl nižší 0,708. Úskalím tohoto testu bylo udržet natlakovanou břišní dutinu i během výdechu. Proband musel umět zkombinovat respirační a posturální funkce bránice, což mnoho z nich nedokázalo. U pacientů, kteří tuto schopnost měli, byla korelace hodnot silnější než u těch, kteří tento test nedokázali správně provést. Můžeme soudit, že u pacientů, u kterých byla korelace hodnot nízká, bude v budoucnu vyšší riziko vzniku LBP.

Pátou situací byla externí zátěž v podobě statického držení činky v horních končetinách o hmotnosti 20 % váhy těla. Při externí zátěži by mělo docházet k automatickému zvýšení IAP, který stabilizuje bederní páteř. Při normálním klidovém dýchání očekáváme při výdechu pokles IAP i pokles expanze břišní stěny, zde se ovšem situace mění. Dochází pouze k mírné změně tlaků během respiračního cyklu. Při tomto testu byla korelace mezi hodnotami získanými z manometrie a z přístroje DNS brace nejsilnější. Pearsonův korelační koeficient byl 0,921. Došlo k vysokému nárůstu nitrobřišního tlaku i k výrazné expanzi břišní stěny, a to nejspíše v důsledku toho, že tato situace je čistě reflexní mimovolná. Tato situace je nejméně příhodná pro případná rizika spojená se špatnou trupovou stabilizací.

5.2.2 Limity

- Nutnost dodržovat správné umístění senzorů přístroje DNS-brace. Pokud by došlo k umístění tříselného senzoru příliš vnitřně, byl by ovlivněn aktivací m. rectus abdominis. Pokud je zadní senzor umístěn příliš vysoko, tlačí na něho žebra, ale ne stěna břicha.
- U probandů s příliš úzkým pasem není možné vytvořit ideální kontakt senzoru s měkkými tkáněmi ani po jejich vysunutí.
- Množství podkožního tuku nepříznivě ovlivňuje měření, jelikož se prodlužuje vzdálenost mezi svaly a senzorem.
- Riziko špatného pochopení instrukcí, a to hlavně při Müllerově manévru a bráničním testu.
- Riziko nesprávného zavedení anální sondy.

6 ZÁVĚR

V teoretické části práce byl popsán význam nitrobřišního tlaku na stabilizaci bederní páteře. Byly popsány historické i současné studie, které zkoumaly nitrobřišní tlak a jeho funkci. Práce shrnuje poznatky v oblasti možností měření nitrobřišního tlaku a porovnává jednotlivé metody mezi sebou.

Hlavním cílem této diplomové práce bylo stanovit míru korelace mezi nitrobřišním tlakem a expanzí břišní stěny (tedy zjistit, zda existuje vztah mezi hodnotou IAP a rozšířením břišní stěny) v pěti různých situacích – při klidovém dýchání, Valsalvově manévru, Müllerově manévru, bráničním testu a při posturální zátěži v podobě statického držení činky horními končetinami.

V praktické části práce bylo hodnoceno 31 zdravých probandů ve věku od 22 do 37 let. Měřilo se pomocí high resolution anorektální manometrie a pomocí přístroje DNS brace. Testováno bylo pět různých situací – klidové dýchání, Valsalvův manévr, Müllerův manévr, brániční test a statické držení činky.

Korelace hodnot nitrobřišního tlaku a expanze břišní stěny byla ve všech pěti situacích statisticky významná. Potvrdilo se, že při zvýšených nárocích na posturální stabilitu se zvyšuje nitrobřišní tlak a že při zvýšení IAP dochází k úměrné expanzi břišní stěny v místech nad tříselným vazem a v oblasti trigonum lumbale superius. Je tedy možné nepřímo palpačně hodnotit velikost nitrobřišního tlaku v uvedených oblastech.

ZDROJE

AL-TAHER et al. Vaginal Pressure as an Index of Intra-abdominal Pressure during Urodynamic Evaluation. *British Journal of Urology* [online]. 1987, **59** (6), 529-532 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1111/j.1464-410X.1987.tb04870.x. ISSN 00071331. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1464-410X.1987.tb04870.x>

AMERIJCKX. et al. Influence of phase of respiratory cycle on ultrasound imaging of deep abdominal muscle thickness. *Musculoskeletal Science and Practice*. 2020, **46**, 102-105. DOI: 10.1016/j.msksp.2019.102105.

ARJMAND et al. A finite element model study on the role of trunk muscles in generating intra-abdominal pressure. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications* [online]. 2012, **13** (04), 181-189 [cit. 2020-04-02]. DOI: 10.4015/S1016237201000236. ISSN 1016-2372. Dostupné z: <https://www.worldscientific.com/doi/abs/10.4015/S1016237201000236>

ASMUSSEN, E. a E. POULSEN. On the role of the intraabdominal pressure in relieving the back muscles while holding weights in a forward inclined position. *Dan. Natl. ass. infant. Paralysis*. 1968, **28** (3).

BALOGH et al. Continuous intra-abdominal pressure measurement technique. *The American Journal of Surgery* [online]. 2004, **188** (6), 679-684 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/j.amjsurg.2004.08.052. ISSN 00029610. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002961004004179>

BARTELINK, D. L. The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. *The Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 1957, **39** (4), 718-725 [cit. 2020-04-11]. DOI: 10.1302/0301-620X.39B4.718. ISSN 0301-620X. Dostupné z: <http://online.boneandjoint.org.uk/doi/10.1302/0301-620X.39B4.718>

BEARN, J. G. The significance of the activity of the abdominal muscles in weight lifting. *Cells Tissues Organs*. 2004, **45** (1-2), 83-89. DOI: 10.1159/000141741. ISSN 1422-6405.

BHATIA, Narender N. a Arieh BERGMAN. Urodynamic appraisal of vaginal versus rectal pressure recordings as indication of intra-abdominal pressure changes. *Urology* [online]. 1986, **27** (5), 482-485 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/0090-4295(86)90424-3. ISSN 00904295. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0090429586904243>

BRADFORD, F. K. a R. G. SPURLING. The intervertebral disk. *Springfield*. 1945.

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.

CHA et al. The validity and reliability of a dynamic neuromuscular stabilization-heel sliding test for core stability. *Technology and Health Care*. 2017, **25** (5), 981-988. DOI: 10.3233/THC-170929. ISSN 09287329.

CHAFFIN, D. B. A computerized biomechanical model-Development of and use in studying gross body actions. *Journal of Biomechanics* [online]. 1969, **2** (4), 429-441 [cit. 2020-04-11]. DOI: 10.1016/0021-9290(69)90018-9. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929069900189>

CHAITOW, Leon, Dinah BRADLEY a Christopher GILBER. *Recognizing and Treating Breathing Disorders*. Churchill Livingstone, 2014. ISBN 9780702049804.

CHEATHAM, Michael L a SAFCSAK. Intraabdominal pressure. A revised method for measurement. *Journal of the American College of Surgeons* [online]. 1998, **186** (5) [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/S1072-7515(98)00122-7. ISSN 10727515. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1072751598001227>

CHOLEWICKI et al. Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. *European Spine Journal* [online]. 1999a, **8** (5), 388-395 [cit. 2020-01-12]. DOI: 10.1007/s005860050192. ISSN 0940-6719. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s005860050192>

CHOLEWICKI, Jacek, Krishna JULURU a Stuart M. MCGILL. Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* [online]. 1999b, **32** (1), 13-

- 17 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/S0021-9290(98)00129-8. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929098001298>.
- CHOLEWICKI, J. a S. M. MCGILL. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics* [online]. 1996, **11** (1), 1-15 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/0268-0033(95)00035-6. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0268003395000356>
- CHOLEWICKI, J. a M. MCGILL. Relationship between muscle force and stiffness in the whole mammalian muscle: a simulation study. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 1995, **117** (3), 339-342 [cit. 2020-01-11]. DOI: 10.1115/1.2794189. ISSN 0148-0731. Dostupné z: <https://asmedigitalcollection.asme.org/biomechanical/article/117/3/339/395898/Relationship-Between-Muscle-Force-and-Stiffness-in>
- COLEMAN et al. Development of a wireless intra-vaginal transducer for monitoring intra-abdominal pressure in women. *Biomedical Microdevices* [online]. 2012, **14** (2), 347-355 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1007/s10544-011-9611-x. ISSN 1387-2176. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10544-011-9611-x>
- COLLEE et al. Bedside measurement of intra-abdominal pressure (IAP) via an indwelling nasogastric tube: Clinical validation of the technique. *Intensive Care Medicine* [online]. 1993, **19** (8), 478-480 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1007/BF01711092. ISSN 0342-4642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF01711092>
- CORREA-MARTIN, L., P. BECKER a G. CASTELLANOS. Correlation between different methods of intraabdominal pressure monitoring in varying intraabdominal hypertension models. *Southern African Journal of Critical Care* [online]. 2017, **33** (1), 15-18 [cit. 2019-08-07]. DOI: 10.7196/327. ISSN 2078676X. Dostupné z: <https://www.ajol.info/index.php/sajcc/article/view/159673/149237>
- CRESSWELL, A. G., H. GRUNDSTRÖM a A. THORSTENSSON. Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta Physiologica Scandinavica* [online]. 1992, **144** (4), 409-418 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1111/j.1748-1716.1992.tb09314.x. ISSN 00016772. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1748-1716.1992.tb09314.x>

CRESSWELL, A. G., L. ODDSSON a THORSTENSSON. The influence of sudden perturbations on the trunk muscle and intraabdominal pressure while standing. *Experimental Brain Research* [online]. 1994, **98** (2) [cit. 2020-02-10]. DOI: 10.1007/BF00228421. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF00228421>

DAGGFELDT, K. a A. THORSTENSSON. The role of intra-abdominal pressure in spinal unloading. *Journal activity and intraabdominal of Biomechanics* [online]. 1997, **30** (11-12), 1149-1155 [cit. 2020-03-19]. DOI: 10.1016/S0021-9290(97)00096-1. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929097000961>

DAVIS, P. R. The causation of haerniae by weight-lifting. *The Lancet*. 1959, **274** (7095), 155-157. DOI: 10.1016/S0140-6736(59)90563-X. ISSN 01406736.

DAVIS et al. Comparison of indirect methods of measuring intra-abdominal pressure in children. *Intensive Care Medicine* [online]. 2005, **31** (3), 471-475 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1007/s00134-004-2539-3. ISSN 0342-4642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00134-004-2539-3>

DAVIS, P. R. a J. D. G. TROUP. Pressures in the trunk cavities when pulling, pushing and lifting. *Ergonomics* [online]. 2007, **7** (4), 465-474 [cit. 2020-02-02]. DOI: 10.1080/00140136408930764. ISSN 0014-0139. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00140136408930764>

DE LUCA, et al. Decomposition of surface EMG signals. *Journal of neurophysiology*. 2006, **96** (3), 1646-1657.

DE KEULENAER et al. What is normal intra-abdominal pressure and how is it affected by positioning, body mass and positive end-expiratory pressure? *Intensive Care Med*. 2009, **35** (6), 969-76.

DOBEŠ et al. Modeling intra-abdominal hypertension and the dignificance of tonometry during gastrointestinal tract perfusion. *Vojenské zdravotnické listy* [online]. 2004, **73** (2), 72-80 [cit. 2019-08-12]. Dostupné z: <https://1url.cz/uzTjN>

DOBEŠOVÁ, Zdeňka a Olga JANÍKOVÁ. Význam měření nitrobřišního tlaku. *Sestra*. 2012, **11**, 42-43. ISSN 1335-9444.

DOLAN et al. Randomized comparison of vaginal and rectal measurement of intra-abdominal pressure during subtracted dual-channel cystometry. *Urology* [online]. 2005, **65** (6), 1059-1063 [cit. 2019-11-11]. DOI: 10.1016/j.urology.2004.12.025. ISSN 00904295. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0090429504014852>

DVOŘÁK, R. a V. HOLIBKA. Nové poznatky o strukturálních předpokladech koordinace funkce bránice a břišní muskulatury. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, **13** (2), 55-61.

EIE, N. a P. WEHN. Measurements of the intraabdominal pressure in relation to weight bearing of the lumbosacral spine. *Journal of the Oslo City Hospitals*. 1962, **12**, 205-217.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.

ENGUM et al. Gastric tonometry and direct intraabdominal pressure monitoring in abdominal compartment syndrome. *Journal of Pediatric Surgery* [online]. 2002, **37** (2), 214-218 [cit. 2020-07-15]. DOI: 10.1053/jpsu.2002.30257. ISSN 00223468. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022346802415485>

EKHOLM, J., U. P. ARBORELIUS a G. NÉMETH. The load on the lumbo-sacral joint and trunk muscle activity during lifting. *Ergonomics*. 2007, **25** (2), 145-161. DOI: 10.1080/00140138208924934. ISSN 0014-0139.

ELLSWORTH, Pamela. Bladder Pressure Assessment Technique. *Medscape* [online]. 2020 [cit. 2020-07-15]. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/2113529-technique#c5>

FERREIRA P. H. et al. Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain. *Spine*, 2004, **29** (22), 2560–2566. DOI: 10.1097/01.brs.0000144410.89182.f9.

FÜGNER, Dušan a Radan VOLNOHRADSKÝ. Syndrom břišního přetlaku abdominální kompartment syndrom. *Urologie pro praxi* [online]. 2006, (1), 8-11 [cit. 2019-08-19]. Dostupné z: <https://www.urologiepropraxi.cz/pdfs/uro/2006/01/02.pdf>

GREW, N. D. Intraabdominal Pressure Response to Loads Applied to the Torso in Normal Subjects. *Spine*. 1980, **5** (2), 149-154. DOI: 10.1097/00007632-198003000-00009. ISSN 0362-2436.

GRILLNER, Sten, Johnny NILSSON a Alf THORSTENSSON. Intra-abdominal pressure changes during natural movements in man. *Acta Physiologica Scandinavica* [online]. 1978, **103** (3), 275-283 [cit. 2020-01-11]. DOI: 10.1111/j.1748-1716.1978.tb06215.x. ISSN 00016772. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1748-1716.1978.tb06215>

HARRAHILL, Maureen. Trauma Notebook Intra-abdominal pressure monitoring. *Journal of Emergency Nursing* [online]. 1998, **24** (5), 465-466 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/S0099-1767(98)70019-4. ISSN 00991767. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099176798700194>

HENRY, Sharon M. a Karen C. WESTERVELT. The use of real-time ultrasound feedback in teaching abdominal hollowing exercises to healthy subjects. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2005, **35** (6), 338-345.

HODGES, P. W. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy*. 1999, **4** (2), 74-86. DOI: 10.1054/math.1999.0169.

HODGES et al. Multifidus muscle changes after back injury are characterized by structural remodeling of muscle, adipose and connective tissue, but not muscle atrophy. *Spine* [online]. 2015, **40** (14), 1057-1071 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1097/BRS.0000000000000972. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00007632-201507150-00002>

HODGES et al. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* [online]. 2005, **38** (9), 1873-1880 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.08.016. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929004004105>

HODGES et al. Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *The Journal of Physiology* [online]. 1997, **505** (2), 539-548 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1111/j.1469-

7793.1997.539bb.x. ISSN 00223751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-7793.1997.539bb.x>

HODGES, Paul W. a S. C. GANDEVIA. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *The Journal of Physiology* [online]. 2000, **522** (1), 165-175 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00165.xm. ISSN 00223751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00165.xm>

HODGES, Paul W a Carolyn A. RICHARDSON. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*. 1996, **21** (20), 2640-2650. ISSN 21.22: 2640-2650.

HODGES, P. W., R. SAPSFORD a L. H. M. PENDEL. Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles. *Neurourology and Urodynamics* [online]. 2007, **26** (3), 362-371 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1002/nau.20232. ISSN 07332467. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/nau.20232>

HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 4. vydání. Praha: Triton, 2017. ISBN 978-80-7553-420-0.

IVANTURY, Rao R. *Abdominal compartment syndrom*. Georgetown: Taylor & Francis Group, 2018. ISBN 978-1587061967.

JAKOB et al. Increasing abdominal pressure with and without PEEP: effects on intra-peritoneal, intra-organ and intra-vascular pressures. *BMC Gastroenterology* [online]. 2010, **10** (70) [cit. 2019-08-19]. DOI: 10.1186 / 1471-230X-10-70. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2912801/>

JAMES et al. The Vagina as an Alternative to the Rectum in Measuring Abdominal Pressure during Urodynamic Investigations. *British Journal of Urology* [online]. 1987, **60** (3), 212-216 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1111/j.1464-410X.1987.tb05485.x. ISSN 00071331. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1464-410X.1987.tb05485.x>

JUNGINGER et al. Effect of abdominal and pelvic floor tasks on muscle activity, abdominal pressure and bladder neck. *International Urogynecology Journal*. 2010, **21** (1), 69-77. DOI: 10.1007/s00192-009-0981-z. ISSN 0937-3462.

KAPOUNOVÁ, Gabriela. *Ošetřovatelství v intenzivní péči*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1830-9.

KAWABATA et al. Changes in intra-abdominal pressure and spontaneous breath volume by magnitude of lifting effort: highly trained athletes versus healthy men. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2010, **109** (2), 279-286 [cit. 2019-11-02]. DOI: 10.1007/s00421-009-1344-7. ISSN 1439-6319. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00421-009-1344-7>

KEITH, A. Mans posture: Its evolution and disorders. Lecture IV. the adaptations of the abdomen and its viscera to the orthograde posture, *Br. Med.* 1923, 587-590.

KELLER, Otakar. *Elektromyografie: možnosti jehlové elektromyografie v diagnostice nervosvalových onemocnění*. Praha: Triton, 1998. Levou zadní. ISBN 80-858-7560-8.

KELSEY, Jennifer L. An epidemiological study of acute herniated lumbar intervertebral discs. *Rheumatology* [online]. 1975, **14** (3), 144-159 [cit. 2020-03-02]. DOI: 10.1093/rheumatology/14.3.144. ISSN 1462-0324. Dostupné také z: <https://academic.oup.com/rheumatology/article-lookup/doi/10.1093/rheumatology/14.3.144>

KIRKPATRICK et al. Is clinical examination an accurate indicator of raised intraabdominal pressure in critically injured patients? *Canadian Journal of Surgery*. 2000, **43** (3), 207-211.

KOBESOVÁ et al. Functional postural-stabilization tests according to Dynamic Neuromuscular Stabilization approach: Proposal of novel examination protocol. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2020, **24** (3), 84-95 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/j.jbmt.2020.01.009. ISSN 13608592. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1360859220300231>

KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře - terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2007, **14** (1), 3-17. ISSN 1211- 2658.

KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, **13** (4), 155-170. ISSN 1211-2658.

KOLÁŘ et al. Postural Function of the Diaphragm in Persons With and Without Chronic Low Back Pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2012, **42** (4), 352-362 [cit. 2019-11-11]. DOI: 10.2519/jospt.2012.3830. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2012.3830>

KOLÁŘ et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262- 657-1.

KOLÁŘ, P. a LEWIT K.. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*. 2005, **6** (5), 270-275.

KONRAD, Peter. *The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography*. USA: Noraxon, 2006. ISBN 0977162214.

KRAG, M. H., L. G. GILBERTS a M. H. POPE. A test of the hypothesis of abdominal pressure as a disc load-reducing mechanism: a study using quantitative electromyography. *Proceeding of American Society of Biomechanics*, 1984 Tucson, Arizona.

KRON, IRVING L., P. KENT HARMAN a STANTON P. NOLAN. The Measurement of Intra-abdominal Pressure as a Criterion for Abdominal Re-exploration. *Annals of Surgery* [online]. 1984, **199** (1), 28-30 [cit. 2020-01-11]. DOI: 10.1097/00000658-198401000-00005. ISSN 0003-4932. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00000658-198401000-00005>

KULA et al. Břišní kompartment syndrom. *Zdravotnictví a medicína* [online]. 2010 [cit. 2019-08-12]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/brisni-kompartment-syndrom-452350#>

KUSHIDA, Clete. *Encyclopedia of Sleep*. Academic Press, 2013. ISBN 9780123786111.

LACEY et al. The relative merits of various methods of indirect measurement of intraabdominal pressure as a guide to closure of abdominal wall defects. *Journal of Pediatric Surgery* [online].

- 1987, **22** (12), 1207-1211 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/S0022-3468(87)80739-X. ISSN 00223468. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002234688780739X>
- LE NORMAND et al. Accuracy of pressure measurements obtained by a new rectal balloon catheter. *Progres en urologie* [online]. 2001, **11** (1), 127-131.
- LEE et al. A simplified approach to the diagnosis of elevated intra-abdominal pressure. *The journal of trauma: injury, infection, and critical care* [online]. 2002, **52** (6), 1169-1172 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1097/00005373-200206000-00024. ISSN 0022-5282. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00005373-200206000-00024>
- LEWIT, Karel. *Manipulační léčba*. Vyd. 5. Sdělovací technika, 2003. ISBN 978-80-86645-04-9.
- MACDONALD, David A., G. LORIMER MOSELEY a Paul W. HODGES. The lumbar multifidus: Does the evidence support clinical beliefs? *Manual therapy* [online]. 2006, **11** (4), 254-263 [cit. 2020-05-11]. DOI: 10.1016/j.math.2006.02.004. ISSN 1356689X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1356689X06000336>
- MAIN, Eleanor a Linda DENEHY. *Cardiorespiratory physiotherapy*. 5. Edinburg: Elsevier, 2016. ISBN 978-070-2047-312.
- MALÁTOVÁ et al. Technical means for objectification of medical treatments in the area of the deep stabilisation spinal system. *Neuroendocrinology Letters*. 2008, **29** (1), 125-130.
- MALÁTOVÁ et al. The objectification of therapeutical methods used for improvement of the deep stabilizing spinal system. *Neuroendocrinology Letters*. 2007, **28** (3), 315-320.
- MALÁTOVÁ, Renata, Jitka ROKYTOVÁ a Jan STUMBAUER. The use of muscle dynamometer for correction of muscle imbalances in the area of deep stabilising spine system. *Proceedings of the institution of mechanical engineers* [online]. 2013, **227** (8), 896-903 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1177/0954411913486078. ISSN 0954-4119. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0954411913486078>

MALBRAIN. *Intra-Abdominal Hypertension*. Cambridge: Cambridge University Press, 2013. ISBN 9780521149396.

MALBRAIN, Manu L. N. G. Different techniques to measure intra-abdominal pressure (IAP): time for a critical re-appraisal. *Intensive care medicine* [online]. 2004, **30** (3), 357-371 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1007/s00134-003-2107-2. ISSN 0342-4642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00134-003-2107-2>

MAREK, Jiří. *Syndrom kostrče a pánevního dna*. Vyd. 2. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-725-4638-4.

MARSHALL, P. a MURPHY B. Delayed abdominal muscle onsets and self-report measures of pain and disability in chronic low back pain. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2010, **20** (5), 833-839. DOI: 10.1016/j.jelekin.2009.09.005.

MARRAS, WS a GA MIRKA. Intra-abdominal pressure during trunk extension motions. *Clinical biomechanics* [online]. 1996, **11** (5), 267-274 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/0268-0033(96)00006-X. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/026800339600006X>

MAŠEK, Michal et al. Optimální metoda měření nitrobrišního tlaku. *Urologické listy*. 2005, **3** (1), 53-55. ISSN 1214-2085.

MCCARTHY, T. A. Validity of rectal pressure measurements as indication of intra-abdominal pressure changes during urodynamic evaluation. *Urology* [online]. 1982, **20** (6), 657-660 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/0090-4295(82)90326-0. ISSN 00904295. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0090429582903260>

MCGILL, Stuart M. The biomechanics of low back injury: Implications on current practice in industry and the clinic. *Journal of biomechanics* [online]. 1997, **30** (5), 465-475 [cit. 2020-02-11]. DOI: 10.1016/S0021-9290(96)00172-8. ISSN 00219290. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929096001728>

MCGILL, S. M. a R. W. NORMAN. Reassessment of the role of intra-abdominal pressure in spinal compression. *Ergonomics* [online]. 1987, **30** (11), 1565-1588 [cit. 2020-02-11]. DOI:

10.1080/00140138708966048. ISSN 0014-0139. Dostupné z:
<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00140138708966048>

MCGILL, S. M., N. PATT a R. W. NORMAN. Measurement of the trunk musculature of active males using CT scan radiography: Implications for force and moment generating capacity about the joint. *Journal of biomechanics*. 1988, **21** (4), 329-341. DOI: 10.1016/0021-9290(88)90262-X. ISSN 00219290.

MORRIS, J. M., D. B. LUCASD a B. BRESLER. Role of the trunk instability of the spine. *J. Bone Jt. Surg*. 1961, **43** (3), 327-335.

NACHEMSON, A. L., B. J. ANDERSONG a A. B. SCHULTZ. Valsalva manoeuver biomechanics: effects on lumbar trunk loads of elevated intra-abdominal pressure. *Spine*. 1986, **11** (5), 476-479.

NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ. *Přehled anatomie*. Čtvrté vydání. Praha: Galén, 2019. ISBN 978-80-7492-450-7.

NEUWIRTH, Jiří. *Kompendium diagnostického zobrazování*. Praha: Triton, 1998. ISBN 80-858-7586-1.

Nitrobřišní tlak - studijní materiál. *Sestry v IP* [online]. 2020 [cit. 2020-07-15]. Dostupné z: <http://sestryvip.studentiguh.cz/nitrobrisni-tlak/>

NGUM et al. Gastric tonometry and direct intraabdominal pressure monitoring in abdominal compartment syndrome. *Journal of Pediatric Surgery* [online]. 2002, **37** (2), 214-218 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1053/jpsu.2002.30257. ISSN 00223468. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022346802415485>

NORRIS, CH. N. *Back Stability: Integrating Science and Therapy*. Human Kinetics, 2008. ISBN 978-0736070171.

NOVÁK, jakub. *Objektivizace posturální funkce břišních svalů*. Praha, 2019. Diplomová práce. Univerzita Karlova. Vedoucí práce Doc. MUDr. Alena Kobesová PhD.

PANJABI, et al. Spinal Stability and Intersegmental Muscle Forces. *Spine* [online]. 1989, **14** (2), 194-200 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1097/00007632-198902000-00008. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00007632-198902000-00008>

PANJABI, Manohar M. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2003, **13** (4), 371-379 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/S1050-6411(03)00044-0. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641103000440>

PARK, Chang Kil. *The Effect of Patient Positioning on Intraabdominal Pressure and Blood Loss in Spinal Surgery* [online]. 2000, **91** (3), 552-557 [cit. 2020-07-15]. DOI: 10.1213/00000539-200009000-00009. ISSN 0003-2999. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00000539-200009000-00009>

PFEIFER, Johann a Lucia OLIVEIRA. Anorectal Manometry and the Rectoanal Inhibitory Reflex. *Constipation* [online]. 2006, 71-83 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1007/978-1-84628-275-1_8. ISBN 978-1-85233-724-7. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-1-84628-275-1_8

RAO, P., R. CHAUDHRY a S. KUMAR. Abdominal Compartment Pressure Monitoring – A Simple Technique. *Medical Journal Armed Forces India* [online]. 2006, **62** (3), 269-270 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/S0377-1237(06)80017-1. ISSN 03771237. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0377123706800171>

RICHARDSON, C.A. a G.A. JULL. Muscle control–pain control. What exercises would you prescribe? *Manual Therapy* [online]. 1995, **1** (1), 2-10 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1054/math.1995.0243. ISSN 1356689X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1356689X85702433>

ROSENBLUTH et al. Development and testing of a vaginal pressure sensor to measure intra-abdominal pressure in women. *Neurourology and Urodynamics* [online]. 2009, **29** (4), 532-535 [cit. 2019-11-02]. DOI: 10.1002/nau.20794. ISSN 07332467. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/nau.20794>

SAPSFORD, Ruth R., Barton CLARKE a Paul W. HODGES. The effect of abdominal and pelvic floor muscle activation patterns on urethral pressure. *World Journal of Urology* [online]. 2013, **31** (3), 639-644 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1007/s00345-012-0995-x. ISSN 0724-4983. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00345-012-0995-x>

SHAFIK A., A. EL-SHARKAWY a W. M. SHARAF. Direct measurement of intra-abdominal pressure in various conditions. *Eur J Surg*. 1997, **163** (12), 883-887.

SHAW et al. Intra-abdominal pressures during activity in women using an intra-vaginal pressure transducer. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2014, **32** (12), 1176-1185 [cit. 2019-12-11]. DOI: 10.1080/02640414.2014.889845. ISSN 0264-0414. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02640414.2014.889845>

STOKES, I. A. F., M. G. GARDNER-MORSE a S. M. HENRY. Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading mechanism. *Clinical Biomechanics* [online]. 2010, **25** (9), 859-866 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2010.06.018. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003310001919>

STRŽIBRNÝ, Martin. *Korelace hodnocení funkčních posturálních testů se schopností aktivace břišní stěny měřenou pomocí digitálních tlakových senzorů*. Praha, 2020. Diplomová práce. Univerzita Karlova. Vedoucí práce MUDr. Jakub Jačisko.

SUGRUE et al. A user's guide to intra-abdominal pressure measurement. *Anestezjologia Intensywna Terapia* [online]. 2015, **47** (3), 241-251 [cit. 2020-02-09]. DOI: 10.5603/AIT.a2015.0025. ISSN 1731-2515. Dostupné z: <http://czasopisma.viamedica.pl/ait/article/view/41690>

SUGRUE et al. Intra-abdominal pressure measurement using a modified nasogastric tube: Description and validation of a new technique. *Intensive Care Medicine* [online]. 1994, **20** (8), 588-590 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1007/BF01705728. ISSN 0342-4642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF01705728>

SULLIVAN et al. Quality control in urodynamics: a review of urodynamic traces from one centre. *Bju international*. 2003, **91**, 201-207 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1046/j.1464-4096.2003.04054.x.

TALASZ et al. Proof of concept: differential effects of Valsalva and straining maneuvers on the pelvic floor. *European Journal of obstetrics & gynecology and reproductive biology*. 2012, **164** (2), 227-233 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/j.ejogrb.2012.06.019. ISSN 03012115. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301211512002862>

TALASZ et al. Breathing with the pelvic floor? Correlation of pelvic floor muscle function and expiratory flows in healthy young nulliparous women. *International Urogynecology Journal* [online]. 2010, **21** (4), 475-481 [cit. 2020-04-02]. DOI: 10.1007/s00192-009-1060-1. ISSN 0937-3462. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00192-009-1060-1>

TALASZ, Helena, Markus KOFLER a Monika LECHLEITNER. Misconception of the Valsalva maneuver. *International Urogynecology Journal* [online]. 2011, **22** (9), 1197-1198 [cit. 2020-07-09]. DOI: 10.1007/s00192-011-1397-0. ISSN 0937-3462. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00192-011-1397-0>

TAN et al. Development of a fully implantable wireless pressure monitoring system. *Biomedical Microdevices*. 2009, **11**, 259–264.

VAN RAMSHORST et al. Noninvasive Assessment of Intra-Abdominal Pressure by Measurement of Abdominal Wall Tension. *Journal of Surgical Research* [online]. 2011, **171** (1) [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1016/j.jss.2010.02.007. ISSN 00224804. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022480410001034>

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozšířené a přepracované vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 978-807-2548-378.

VOJTA, Václav. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: Včasná diagnóza a terapie*. Praha: Grada, 1993. ISBN 80-854-2498-3.

VOJTA, V., BAUER, H., SCHWEIZER, E. *Posturale ontogenese*. Kohlhammer Verlag. 1984.

VOJTA, Václav a Annegret PETERS. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Grada, 2010. ISBN 978-802-4727-103.

WAELE, J. J., I. DE LAET a M. L. N. G. MALBRAIN. Rational intraabdominal pressure monitoring: how to do it? *Acta Clinica Belgica* [online]. 2014, **62** (supl1), 16-25 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1179/acb.2007.62.s1.004. ISSN 1784-3286. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1179/acb.2007.62.s1.004>

WAUTERS et al. A Novel Method (CiMON) for continuous intra-abdominal pressure monitoring: pilot test in a pig model. *Critical Care Research and Practice* [online]. 2012, (5), 1-7 [cit. 2020-07-11]. DOI: 10.1155/2012/181563. ISSN 2090-1305. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/ccrp/2012/181563/>

WEIR et al. Postoperative Activity and Restrictions. *Obstetrics and Gynecology* [online]. 2006, **107** (2, Part 1), 305-309 [cit. 2020-03-11]. DOI: 10.1097/01.AOG.0000197069.57873.d6. ISSN 0029-7844. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00006250-200602000-00016>

SEZNAM OBRÁZKŮ

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Obrázek 1: Reakční moment disku L4/L5 | 17 |
| Obrázek 2: Experimentální uspořádání zobrazující polohu probanda, speciální konstrukci, měřicí zařízení a silové působení elektromagnetu v oblasti Th9 | 18 |
| Obrázek 3: Experimentální uspořádání, zobrazující polohu probanda a měřicího zařízení..... | 20 |
| Obrázek 4: Svalová souhra mezi autochtonní muskulaturou, pánevním dnem, bránicí a abdominálními svaly za patologické situace. Předozadní osa spojující sternální část bránice a kostofrenický úhel se vertikalizuje (Kolář & Lewit, 2005). | 22 |
| Obrázek 5: Technika měření dle Malbraina (Malbrain, 2004)..... | 27 |
| Obrázek 6: Soustava pro gastrické měření (Malbrain, 2004)..... | 30 |
| Obrázek 7: Zařízení pro anální měření IAP (Malbrain, 2004)..... | 34 |
| Obrázek 8: Příklad na měření napětí břišní stěny | 37 |
| Obrázek 9: Příklad DNS brace..... | 43 |
| Obrázek 10: Příklad ManoScan AR, high resolution anorektální manometrie..... | 44 |

SEZNAM GRAFŮ

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Graf 1: Grafické znázornění hodnot IAP v průběhu klidového dýchání..... | 46 |
| Graf 2: Grafické znázornění hodnot tlaku produkovaného expanzí břišní stěny v průběhu klidového dýchání | 46 |
| Graf 3: Grafické znázornění hodnot IAP v průběhu Valsalvova manévru | 47 |
| Graf 4: Grafické znázornění hodnot tlaku produkovaného expanzí břišní stěny v průběhu Valsalvova manévru..... | 47 |
| Graf 5: Grafické znázornění hodnot IAP v průběhu Müllerova manévru..... | 48 |
| Graf 6: Grafické znázornění hodnot tlaku produkovaného expanzí břišní stěny v průběhu Müllerova manévru..... | 48 |
| Graf 7: Grafické znázornění hodnot IAP v průběhu bráničního testu..... | 49 |
| Graf 8: Grafické znázornění hodnot tlaku produkovaného expanzí břišní stěny v průběhu bráničního testu | 49 |
| Graf 9: Grafické znázornění hodnot IAP v průběhu statického držení činky | 50 |
| Graf 10: Grafické znázornění hodnot tlaku produkovaného expanzí břišní stěny v průběhu statického držení činky | 50 |
| Graf 11: Přehled průměrných hodnot získaných z anorektální manometrie a přístroje DNS brace při 1 – klidovém dýchání, 2 – Valsalvově manévru, 3 – Müllerově manévru, 4 – bráničním testu, 5 – statickém držení činky..... | 52 |

SEZNAM TABULEK

| | |
|-----------------------------------------|----|
| Tabulka 1: Charakteristika souboru..... | 42 |
| Tabulka 2: Výsledky měření..... | 51 |
| Tabulka 3: Korelace..... | 52 |

PŘÍLOHY

Informovaný souhlas

Vyšetření v rámci výzkumné vědecké práce:

Vyšetření expanze břišní stěny a nitrobřišního tlaku

Jméno a příjmení probanda:

.....

DNS Brace je diagnosticko-terapeutický přístroj k měření schopnosti expandovat břišní a hrudní stěnu v závislosti na vzestupu nitrobřišního tlaku. Pomůcka slouží k objektivizaci posturální a dechové aktivace bránice, svalů trupu a břišní stěny. Aktivace monitorovaných svalů je snímána pomocí senzorů umístěných na ortéze a data jsou exportována systémem bluetooth do mobilního telefonu či PC.

High resolution anorectal manometry (Anorektální manometrie) je specializovanou metodou, která umožňuje vyšetřit činnost análních svěračů a určit tlak v rektu v reálném čase, a tím pádem i tlak v břišní dutině v různých posturálních situacích.

Tyto metody budou použity k vyšetření a sběru dat pro výzkumnou vědeckou práci (Autor: **Mgr. Jakub Novák, vedoucí: doc. MUDr. Alena Kobesová, Ph.D., Klinika Rehabilitace a Tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol**)

Příprava k vyšetření:

Vyšetření a měření bude probíhat ve 3 polohách v sedě, klidové dýchání, zvednutí činky o 20% hmotnosti těla před sebe, cílené zvýšení nitrobřišního tlaku. Jednotlivé pozice budou nejprve nacvičeny bez použití vyšetřovací metody.

Vyšetření a měření s použitím anální manometrie se provádí bez použití klysmatu či čípků pro vyprázdnění. Samotné vyšetření je nebolestivé.

Vlastní vyšetření

Nejprve je v sedě připevněn na tělo korzet s tlakovými senzory (DNS Brace) do oblasti pasu. V poloze na zádech je do konečníku zaveden tenký manometrický katetr, který obsahuje několik čidel snímajících tlakové změny. Následně je změřen tlak ve 3 polohách v sedě, klidové dýchání, zvednutí činky o 20% hmotnosti těla před sebe, cílené zvýšení nitrobřišního tlaku. Následně bude vyšetření ukončeno.

Zpracování dat

Tlakové změny jsou v průběhu celého vyšetření zaznamenávány přístrojem a následně budou vyhodnoceny. Data budou použita ke zpracování a sloužit jako podklad pro vědeckou práci a budou dále použita k další odborné publikační činnosti. Zveřejněná data budou zcela anonymní.

Byl/a jsem informován/a o průběhu vyšetření s použitím DNS brace a anorektální manometrie. Byl/a jsem informována o důvodu vyšetření a o následném zpracování získaných dat. Všem rozumím a měl/a jsem možnost se zeptat na vše, co považuji za podstatné. Považuji poučení za úplné a srozumitelné. Souhlasím s provedením výše popsaného. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu. Souhlasím se zhotovením, zpracováním a následným použitím získaných dat a jejich poskytnutím dalším zdravotnickým pracovníkům k vědeckým účelům. Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží zákonný zástupce a druhý řešitel projektu.

V Praze dne:

Podpis probanda:

Podpis vyšetřující osoby: