

UNIVERZITA KARLOVA
3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Fakultní nemocnice Královské Vinohrady

Klinika rehabilitačního lékařství



Alena Škárová

Analýza zrychlení kriticky nemocného pacienta při vibrační terapii

Acceleration analysis within the vibration therapy in critically ill patients

Bakalářská práce

Praha, 2019

Autor práce: Alena Škárová

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Bakalářský studijní obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: doc. Ph.Dr. Kamila Řasová Ph.D.

Pracoviště vedoucího práce: Klinika rehabilitačního lékařství 3. LF UK

Předpokládaný termín obhajoby: 13. 9. 2019

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci vypracovala samostatně a použila výhradně uvedené citované prameny, literaturu a další odborné zdroje. Současně dávám svolení k tomu, aby má bakalářská práce byla používána ke studijním účelům.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací. Potvrzuji, že tištěná i elektronická verze v Studijním informačním systému UK je totožná.

V Praze, dne

Alena Škárová

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala mé vedoucí práce doc. PhDr. Kamile Řasové, Ph.D. za její cenné rady a vstřícný přístup. Rovněž bych ráda poděkovala své rodině a přátelům za jejich podporu během tvorby práce.

Abstrakt

Tato práce se zabývá měřením účinku vibrací pomocí přístroje Vibramoov® na CNS kriticky nemocného pacienta. Předpokládali jsme, že by vibrační terapie mohla oslovovat centrální nervový systém a vyvolávat cílenou motorickou odpověď. Předpokládanou motorickou odpověď jsme zaznamenávali akcelerometrem.

V teoretické části práce je shrnuta problematika kriticky nemocného pacienta na odděleních intenzivní medicíny, možnosti včasné rehabilitace a s ní spojené včasné mobilizace. Práce posuzuje následky zdravotního stavu pacienta po hospitalizaci na těchto odděleních a rozebírá trend přístrojové fyzioterapie a jejich účinku spojenými s včasnou rehabilitací. Dále se práce zabývá řízením pohybu a jsou v ní analyzovány motorické programy, jejichž aktivaci a projev zkoumáme v praktické části.

Praktická část je koncipována jako kazuistika. Pomocí akcelerometru byly zjišťovány motorické odpovědi v průběhu čtyř vibračních terapií za pomoci přístroje Vibramoov®. Sledován byl 74letý muž v kritickém stavu, který byl hospitalizován po kraniotraumatu způsobeném pádem nejasné etiologie s Glasgow coma scale 3 – 4.

Data z akcelerometru byly statisticky zpracovány. Přítomnost motorické odpovědi byla dokazována Studentovým t-testem na hladině významnosti 0,05. Ve třech ze čtyř terapií byla motorická odpověď potvrzena.

Klíčová slova:

kriticky nemocný pacient, včasná mobilizace, přístrojová fyzioterapie, vibrace, motorické programy

Abstract

This thesis deals with measuring the effect of vibration with the Vibramoov® on the CNS of a critically ill patient. We hypothesized that vibration therapy could address the central nervous system and produce a targeted motor response. The predicted motor response was recorded with an accelerometer.

The theoretical part summarizes the issue of a critically ill patient in the departments of intensive medicine, the possibility of early rehabilitation and related early mobilization. The work assesses the consequences of the patient's health after hospitalization in these wards and discusses the trend of device physiotherapy and their effects associated with early rehabilitation. Furthermore, the thesis deals with motion control and motor programs are analyzed, whose activation and expression are examined in the practical part.

The practical part is conceived as a case report. Using the accelerometer, motor responses were detected during four vibration therapies using the Vibramoov® device. A 74-year-old man in a critical condition who was hospitalized after a craniotrauma caused by a fall of unclear etiology with the Glasgow coma scale 3-4 was observed.

Data from the accelerometer were statistically processed. The presence of a motor response was demonstrated by Student's t-test at a significance level of 0.05. In three of the four therapies the motor response was confirmed.

Keywords:

critically ill patient, early mobilization, device physiotherapy, vibration, motor programs

OBSAH

1. ÚVOD.....	10
2. TEORETICKÁ ČÁST.....	12
2.1. ŘÍZENÍ POHYBU.....	12
2.2. KLINICKÉ PROJEVY PORUCHY ŘÍZENÍ HYBNOSTI.....	13
2.3. NEUROFYZIOLOGIE V REHABILITACI KRITICKY NEMOCNÝCH.....	14
2.4. MOTORICKÉ PROGRAMY.....	15
2.5. DEFINICE KRITICKY NEMOCNÉHO PACIENTA.....	15
2.6. CHARAKTERISTIKA ODDĚLENÍ INTENZIVNÍ MEDICÍNY.....	15
2.7. KONVENČNÍ FYZIOTERAPIE NA ODDĚLENÍ ARO A JIP.....	16
2.8. HISTORIE VYUŽITÍ FYZIOTERAPIE V INTENZIVNÍ MEDICÍNĚ.....	17
2.9. TRENDY A BUDOUCNOST FYZIOTERAPIE V INTENZIVNÍ MEDICÍNĚ – VČASNÁ REHABILITACE.....	17
2.10. KRITÉRIA PRO ZAHÁJENÍ FYZIOTERAPIE.....	19
2.11. PROBLEMATIKA INTENSIVE CARE UNIT – ACQUIRED WEAKNES A IMOBILIZAČNÍHO SYNDROMU.....	20
2.12. IMOBILIZAČNÍ SYNDROM.....	20
2.13. DISKUZE O PERSPEKTIVĚ VČASNÉ MOBILIZACE.....	21
2.14. PŘÍSTROJOVÁ FYZIOTERAPIE.....	23
2.15. PŘÍKLADY PŘÍSTROJOVÉ FYZIOTERAPIE.....	24
2.16. VIBRAMOOV®.....	26
3. PRAKTICKÁ ČÁST.....	28
3.1. CÍL PRÁCE.....	28
3.2. POPIS STUDIE.....	28
3.2.1. <i>Popis aplikace</i>	29
3.2.2. <i>Důvěrnost</i>	31
3.2.3. <i>Charakteristika pacienta</i>	31
3.3. SBĚR DAT.....	35
3.3.1. <i>Akcelerometr</i>	35
3.4. STATISTICKÉ NÁSTROJE.....	36
3.4.1. <i>Testování hypotéz</i>	37
3.5. ANALÝZA TERAPIÍ.....	38
3.5.1. <i>Klidový stav, 10. 5. 2018, 14:40:00 – 14:55:00</i>	40
3.5.2. <i>1. sezení, 1. terapie 10. 5. 2018, 13:45:00 – 14:15:00</i>	42
3.5.3. <i>1. sezení, 2. terapie 10.5.2018, 15:15:00 – 15:45:00</i>	46
3.5.4. <i>2. sezení, 1. terapie 11. 5. 2018, 13:46:55 – 14:16:55</i>	49
3.5.5. <i>2. sezení, 2. terapie 11. 5. 2018, 15:16:00 – 15:46:00</i>	52
4. DISKUZE.....	56
5. ZÁVĚR.....	58
6. SEZNAM LITERATURY.....	59
7. PŘÍLOHY.....	63

Seznam použitých zkratek

JIP - Jednotka intenzivní péče

ARO - Anesteziologicko – resuscitační oddelení

ICUAW - Intensive care unit – acquired weakness

CIP - Polyneuropatie vzniklá kritickou nemocí

CIM - Myopatie vzniklá kritickou nemocí

CNS - Centrální nervový systém

PNS - Periferní nervový systém

GCS - Glasgow coma scale

ST - Systolický tlak

DT - Diastolický tlak

TF - Tepová frekvence

SAT O₂ - Saturace kyslíkem

DF - Dechová frekvence

PPV % - Pulse

Diu - Diuréza

RZP - Rychlá zdravotní pomoc

RLP - Rychlá lékařská pomoc

FES-CE – Functional electric stimulation cycle ergometry

1. ÚVOD

Tato práce je zaměřena na rehabilitaci pacienta v akutním stavu po úrazu hlavy. Kriticky nemocní pacienti jsou hospitalizováni na odděleních intenzivní péče nebo na anesteziologicko–resuscitačních odděleních s akutním selháním jednoho či více orgánů a jsou v život ohrožujícím stavu. Právě na těchto odděleních se vyvinul fyzioterapeutický postup zvaný včasná rehabilitace a s ní spojená včasná mobilizace jakožto řešení vznikajících komplikací spojených s hospitalizací na těchto odděleních. Pacienti se často potýkají s únavovým syndromem vzniklým na odděleních intenzivní medicíny, jako i s imobilizačním syndromem způsobujícím celkovou svalovou slabost (de Jonghe et al., 2009). Následkem je pacient neschopný samostatné vertikalizace. Vývoj včasné rehabilitace na odděleních intenzivní medicíny v poslední době přináší nové přístupy, které jsou v rozporu s původní péčí, kdy byli pacienti udržováni v umělém spánku. V poslední době je snaha o rozvoj technik, které by fyzioterapeutům ulehčily fyzicky náročnou práci a pacientům zlepšily a urychlily uzdravení a umožnily návrat do běžného života. Technologickým vývojem a neustálým zdokonalováním lékařských přístrojů, přežívá akutní stavy stále více pacientů. S jejich zvyšujícím se číslem je ale potřebné zdokonalovat jak včasnou tak následnou péči.

Jedním z inovativních přístupů včasné rehabilitace je například FES-CE (Functional electric stimulation cycle ergometry) (Merdinal et al., 2018). Naproti tomu Vibramoov® pracuje na jiném principu než FES-CE. Tato metoda by totiž nemusela zatěžovat kardiovaskulární systém kriticky nemocných. Naopak by mohla oslovovat CNS a vyvolávat cílenou motorickou odpověď. Jde o sadu vibračních aplikátorů, které se umisťují na sval v oblasti přechodu na šlachu. Výrobce uvádí, že vibrační sekvence stimuluje nervový systém skrz propiocepci na kůži sensorickými informacemi, které imitují vjemy při chůzi, lokálně ovlivňují svalový tonus, stimuluje propiocepci, a facilitují svalovou kontrakci, což umožní efektivnější motorickou kontrolu během svalové aktivity. Předpokládali jsme, že používání přístroje u kriticky nemocných umožní zachovat senzomotorické interakce a aktivovat adaptační a plastické procesy v centrálním nervovém systému, což urychlí rekonvalescenci nemocného.

V březnu 2018 proběhla pilotní studie Vibramoov® na Klinice anesteziologie

a resuscitace ve Fakultní nemocnici Královské Vinohrady pod záštitou Kliniky rehabilitačního lékařství. Projekt Vibramoov® se zabýval účinky vibrací na kriticky nemocné pacienty, což je inovativní technologie, která pomocí opakovaných vibrací dráždicích propriorecepci stimuluje centrální nervový systém pacienta a tím navozuje představu chůze (Layne et al., 2019). S předpokladem, že aplikace přístroje umožní zachovat senzomotorické interakce a aktivovat adaptační a plastické procesy v centrálním nervovém systému, se naskytla otázka, jestli bychom také mohli ovlivnit motorické vzory a vyvolat motorickou odpověď.

Předpokládá se, že každý člověk má ve svém genomu zapsanou informaci o tom, jak se během raného dospívání (do prvního roku života) postupně aktivují pohybové vzory, které dávají základ budoucímu motorickému učení člověka (Čápková, 2016). U pacienta v kritickém stavu nastává imobilizace, kterou bychom mohli ovlivnit právě probuzením těchto motorických vzorů, ty by dále aktivovaly pohybové programy naučené v dětství. Tím bychom mohli pacientovi poskytnout lepší startovací pozici k obnovení jeho ztracené mobility.

Tato práce se věnuje pacientovi v komatózním stavu, který byl podroben terapii Vibramoov®. Byly analyzovány pacientovy reakce na terapii pomocí dat získaných z akcelerometrů.

2. TEORETICKÁ ČÁST

2.1. Řízení pohybu

Za řízení pohybu zodpovídá volní motorika. Je to jeden z typu motorického chování, které se dělí na geneticky zakódované motorické programy, zvané „fixed patterns“ neboli „mimovolní složka motoriky“. Tyto motorické programy se spouštějí v průběhu motorického vývoje dítěte v závislosti na stupni zralosti jeho centrálního nervového systému (CNS). Druhým typem jsou pohybové stereotypy (tzv. „volní složka motoriky“) - naučené a zautomatizované pohyby, které vznikají motorickým učením v průběhu celého života. I když existence vrozených pohybových programů nebyla jednoznačně prokázána, svědčí o ní fyziologická ontogeneze, odezva na terapii, projevy provázející Vojtovu reflexní lokomoci a pozorování experimentu záměny funkce křídel a končetin kuřete (Řasová 2007).

Na tvorbě pohybu se podílejí korová a podkorová centra CNS a periferního nervového systému (PNS) (Králíček 2004):

- kortikální a subkortikální oblasti limbického systému
- zadní parietální (asociační) korová oblast
- prefrontální korová oblast
- doplňková (suplementární) motorická oblast
- premotorická korová oblast
- bazální ganglia a cerebrální mozeček
- thalamus
- primární motorická korová oblast

Uskutečnění úmyslného pohybu můžeme rozdělit do několik po sobě jdoucích fází. Prvním krokem je rozhodnutí limbického systému o tom, jak bude plánovaný pohyb vypadat (Čápová 2016).

Vzorec sestavující konkrétní pohyb můžeme rozdělit na ideu pohybu, jejímž

výsledkem je vůle pohyb vykonat, taktiku či plán, jak pohyb provést a samotné zahájení pohybu motorickou kůrou (Trojan 2005).

Tvoření pohybu má fázi přípravnou a fázi realizační. Předpokládá se, že příprava pohybu začíná v zadní parietální asociační oblasti, která dostává aferentaci ze somatosenzorické a zadní korové oblasti a informace dále posílá především do prefrontální, premotorické a doplňkové motorické korové oblasti. Předpokládá se, že korová oblast vybírá a zpracovává vhodné senzorní informace stěžejní pro vytvoření adekvátního pohybového plánu. Prefrontální korová oblast dostává aferentaci ze zadního parietálního kortexu z bazálních ganglií a informace vysílá hlavně do doplňkové a premotorické korové oblasti. Její úlohou je vypracovávání plánu pohybu. Suplementární korová oblast má vstupní informace ze zadní parietální korové oblasti a bazálních ganglií a výstupní informace vede do primární motorické korové oblasti, mozkového kmene, ventromediálního seskupení spinálních motoneuronů a do premotorické korové oblasti. Předpokládá se, že je zodpovědná za programování vzorců úmyslných pohybů.

Ve fázi realizace pohybu se nejvíce uplatňují premotorická a primární motorická oblast.

Premotorická korová oblast dostává aferentaci ze zadní parietální korové oblasti, suplementární motorické korové oblasti a z cerebrálního mozečku přes thalamus. Projektuje se do ventromediálního seskupení spinálních motoneuronů přes mozkový kmen, kde se aferentní vlákna napojují na neurony ventromediálního sestupného systému kmenových drah. Realizaci motorického plánu a programu vypracovaného prefrontální a suplementární motorickou korovou oblastí provádí právě premotorická korová oblast. Inicjuje fázi úmyslného pohybu, která je provázená stáčením očí, hlavy, trupu a končetin směrem k cíli motorického aktu. Primární motorická kůra je posledním článkem realizační fáze pohybu a jejím úkolem je realizovat pohyb, jehož plán a program byly vypracovány v předchozích částech kůry (Králíček 2004).

2.2. Klinické projevy poruchy řízení hybnosti

Klinické projevy se rozlišují podle toho, ve kterém místě a v jakém rozsahu je CNS poškozená zánětem, traumatem, tumorem nebo degenerativními vlivy.

Při poruše v motorickém kortexu, který je zodpovědný za učení nových pohybů

dochází ke zpomalení naučených činností a obratná hybnost se snižuje. Porucha se také zhoršuje při situacích vyžadujících soustředění. Za zhoršení složitějších pohybů zodpovídá poškození asociačních oblastí kůry. Postižení podkorových oblastí, které jsou zodpovědné za koordinaci a dynamické udržování stálého svalového tónu, se projeví zhoršenou plynulostí prováděného pohybu, porušení strategie pohybu a bývá zhoršená i posturální regulace, která se u pacientů projevuje jako obavy z pádu při rychlých změnách pohybu. Ve skutečnosti je problematika ještě složitější, protože postižené nejsou jen hybné systémy CNS, ale také kognitivní funkce pacienta. Proto je terapeutický přístup k pacientům s postižením CNS vysoce individuální (Řasová 2007).

2.3. Neurofyziologie v rehabilitaci kriticky nemocných

Když víme jak a kde pohyb vzniká, můžeme vhodnými podněty ovlivnit neuronovou síť. Ovlivnění můžeme provést na principu divergence, kdy jedním akurátním podnětem působíme na více neuronů, nebo na principu konvergence, kdy kombinací vhodných podnětů působíme na jeden neuron. Díky těmto principům je možné podněty sumovat, facilitovat, inhibovat a používat ve smyslu zpětné vazby nebo vztažené dopředu. Pro nás bude nejdůležitější zkoumat účinky sumace.

Sumace je dvojího typu: časová a prostorová. Obě jsou založené na principu fungování excitačního postsynaptického potenciálu, který je běžně podprahový. To znamená, že ke vzruchové aktivitě mezi neurony může dojít až sčítáním místních podprahových stimulů. Časovou sumací rozumíme vybavení vzruchu na synapsi příchodem několika vzruchů v rychlém časovém sledu na téže aferentní dráze, což můžeme provést aplikací více podnětů v určitém časovém pořadí za sebou. Prostorovou sumací dosáhneme sčítáním několika vzruchů přicházejících po různých aferentních vláknech, například kombinací proprioreceptivního dráždění z různých míst, kdy vibracemi způsobíme opakované dráždění na více místech na těle. Předpokladem prostorové a časové sumace je dosažení aktivace motorického programu.

Je důležité zmínit, že většina proprioreceptorů nepodléhá adaptačním mechanismům, z toho plyne, že jsou schopné reagovat ve stejné intenzitě i při opakovaném dráždění. Sumace se díky této schopnosti stává hlavním faktorem aktivace motorických programů (Řasová 2007).

2.4. Motorické programy

Motorický program, jako základ pohybového chování, je druhově specifický algoritmus neuronových činností, který kóduje strategii pohybu. V tomto algoritmu jsou uloženy všechny aspekty pohybu od obecných po specifické (Orth 2017, Řasová 2007). Předpokládá se, že motorické programy jsou uloženy v genetické informaci člověka. Motorické programy se vyvinuly fylogeneticky a jsou velmi odolné vůči jakékoli individuální modifikaci (Lorenz 1981). Sehrávají důležitou úlohu při dozrání neuronových sítí a postupně se aktivují při vývojové ontogenezi dítěte, až do jednoho roku života. Během tohoto období člověk postupně získává základy svých budoucích motorických možností, na základě kterých, může dále rozvíjet své další pohybové dovednosti motorickým učením (Orth 2017).

Za fyziologických podmínek jsou tyto programy aktivovány spontánně. V terapii je možné tyto programy aktivovat vhodnými podněty v přesné časové souslednosti. Ačkoli jsou aktivovány mimovolně a z periferie, nejde o reflexy, pohyb je totiž spouštěn až po určité době po zpracování podnětu v CNS (Řasová 2007).

Existence motorických programů je dosud stále předmětem diskuze.

2.5. Definice kriticky nemocného pacienta

Charakteristikou kriticky nemocného pacienta je potenciální nebo probíhající selhání jednoho či více orgánů, kdy hrozí bezprostřední selhání základních životních funkcí či k tomuto selhání již došlo.

Patří sem náhle vzniklé stavy, stavy po operacích nebo posttraumatické stavy, kdy se mohou vyvinout různé komplikace, strukturální poruchy či nervosvalové deficity (UNIFY ČR 2016).

2.6. Charakteristika oddělení intenzivní medicíny

Z výše uvedené definice vyplývá, že stav kriticky nemocného pacienta vyžaduje speciální přístup, který umožňují oddělení intenzivní medicíny. Mezi oddělení intenzivní medicíny řadíme Jednotku intenzivní péče (JIP) a Anesteziologicko-resuscitační oddělení (ARO). Pacienti hospitalizováni na těchto odděleních jsou v život ohrožujícím stavu, který

ale bývá obvykle reverzibilní. Lékaři na těchto oddělení mohou funkci selhaných orgánů dočasně podporovat a v některých případech jejich funkci nahradit. Při péči na JIP a ARO se uplatňuje multidisciplinární přístup k pacientovi, kde je právě fyzioterapie nezastupitelnou částí péče.

Multidisciplinární přístup je charakterizovaný spoluprací více vědních oborů při realizaci odborné a vědecko-výzkumné činnosti. To v našem případě zahrnuje spolupráci lékařů, ošetřujících sester, fyzioterapeutů, farmaceutů, dietologů, psychologů, techniků, radiologů a mikrobiologů. Nezanedbatelnou úlohu důležitou pro propuštění pacienta z intenzivní péče mají také také ergoterapeuti, logopedové, sociální pracovníci a rodina pacienta (Vebrová, Krajíček 2006).

Intenzivní medicína se dělí podle rozsahu a možností poskytované péče na tři stupně. V rámci této práce se zaměříme na pacienta hospitalizovaného ve třetím, tedy v nejvyšším, stupni péče. V tomto stupni je zajištěný celý rozsah intenzivní péče se zvláštním zaměřením na kritické stavy různé etiologie. Charakteristicky jsou nepřetržitě přítomni specialisti z oblasti interní medicíny, speciální sesterská péče a potřebný personál provádějící nutriční a rehabilitační péči (Zadák, Havel 2017).

2.7. Konvenční fyzioterapie na oddělení ARO a JIP

Fyzioterapie je na oddělení ARO klíčová a závisí na ní budoucí prognóza pacienta. Konvenčními fyzioterapeutickými postupy u kriticky nemocných je například mobilizace, polohování, vibrační techniky, pokleповé techniky, respirační fyzioterapie a nácvik kašláni (Cakmak et al. 2019).

Výše jmenované metody se opírají o tři hlavní koncepty, kterými jsou manuální techniky, pohybová a fyzikální terapie. Tyto metody jsou prováděny individuálně, proto je náročné signifikantně prokázat jejich efekt (Geier 2010).

Skrze tyto techniky se fyzioterapeut snaží zlepšit celkový zdravotní stav pacienta, podpořit jeho zachované funkce a obnovit ty ztracené. Tím se by se měla zvýšit pacientova kvalita života a urychlit jeho návrat do každodenních aktivit.

Dílními cíli fyzioterapie jsou prevence kontraktur, prevence pneumonie, zlepšení oběhových funkcí, zabránění poškození periferních nervů, zlepšení vigility a pozornosti,

prevence vzniku kloubních deformit, snížení intrakraniálního tlaku a prevence dekubitů. Stav každého kriticky nemocného pacienta je jiný, proto je potřebné přistupovat k jedinci individuálně a vybrat přiměřenou terapii (Kolář 2009).

Při dlouhodobém pobytu na lůžku, kdy pacient není schopný vlastní aktivity nastávají různá rizika a komplikace. Jednou z hlavních komplikací je vznik sekundárních poškození, například tvorba dekubitů. Účinná prevence vzniku dekubitů je polohování. To ale není jediná intervence, která napomáhá v zabránění tvorby proleženin z důvodu imobility. Další možností je například pasivní cvičení na lůžku, které doplňuje celkový koncept rehabilitace u kriticky nemocných a imobilních pacientů (Kolář 2009).

„Provádění pasivních pohybů umožňuje redukovat vývoj spasticity, zachovat plnou pohyblivost v kloubech, zamezit vzniku kontraktur. Pasivní pohyby mají preventivní význam při vývoji heterotopických osifikací. Cílem včasného pasivního cvičení je také uchování pohybu v paměti“ (Kolář 2009).

2.8. Historie využití fyzioterapie v intenzivní medicíně

Přístup k fyzioterapii a pohled na to, co je pro pacienty přínosem, se vyvíjel společně s historickým kontextem a technologickými možnostmi. Existence moderní léčby kriticky nemocných pacientů sahá až do 50. let minulého století, kdy probíhala epidemie dětské mozkové obrny (neboli polio). Vysoká mortalita dosahující 85 až 90 % vedla ke snaze o vytvoření nových medicínských přístupů k léčbě.

Za zakladatele intenzivní péče je považován evropský anesteziolog Bjørn Ibsen, který přišel s myšlenkou pozitivní tlakové ventilace. Jeho metoda znamenala zlepšení péče o pacienty s akutním stavem. Ibsen zavedl 24hodinovou péči a samostatná oddělení akutní medicíny. V 60. letech založil Max Harry Weil, který je považovaný za otce moderní intenzivní medicíny, první takzvané čtyřlůžkové šokové oddělení. V návaznosti na to vzniklo v Británii první oddělení JIP. Od 70. let potom docházelo k formování multidisciplinárních týmů (Kelly et al. 2014).

2.9. Trendy a budoucnost fyzioterapie v intenzivní medicíně – včasná rehabilitace

V oboru rehabilitaci kriticky nemocných pacientů existují v současnosti snahy

o nalezení nových struktur, algoritmů a vzorců, jak při péči postupovat. Dosud totiž nejsou stanoveny normy pro poskytování fyzioterapie na oddělení JIP, což znemožňuje vývoj nových efektivnějších přístupů (Nydahl et al. 2017). Na oddělení JIP není vždy možné z důvodu kritického stavu pacientů využívat standardních postupů pro rehabilitaci. Celosvětový trend na odděleních intenzivní medicíny při rehabilitaci kriticky nemocných se opírá o včasnou mobilizaci.

Včasná mobilizace je součástí včasné rehabilitace, která se vyznačuje zavedením terapeutických postupů co nejdříve. Mezi hlavní cíle včasné rehabilitace patří snaha o předcházení sekundárním komplikacím jako onemocněním dýchacího systému, hluboké žilní tromboze nebo vzniku dekubitálních vředů, zlepšení psychického stavu pacienta a předcházení jeho depresivních stavů. Finálním cílem je samostatnost pacienta, u pracujících pacientů ukončení pracovní neschopnosti a v ideálním případě návrat do původního zaměstnání (Gassner et al. 2015).

Mobilizací obecně rozumíme fyzickou aktivitu, která stimuluje fyziologické procesy organismu, například ventilaci, centrální a periferní perfuzi, chod metabolismu svalů a kognitivní schopnosti. Zároveň se mobilizací předchází komplikacím ve stavu pacientů. Včasnou mobilizaci chápeme jako uplatňování fyzioterapie v prvních dvou až pěti dnech od vzniku onemocnění nebo zranění, pokud to stav pacienta dovoluje (Cameron et al. 2015).

Včasnou mobilizaci lze přesněji chápat jako mobilizaci, která není prováděna v leže a snaží se i o tu nejmenší možnou vertikalizaci do sedu, stoje a uvedení do chůze. Vertikalizaci vede proškolený fyzioterapeut za použití pomůcek jako vysoké chodítko, nízké chodítko, berle a další vhodné přístrojové pomůcky. Pro zvýšení šance na zotavení, návratu do předešlého života a vyhnutí se sekundárním komplikacím je vhodná co nejdřívejší a nejčastější včasná mobilizace (Gassner et al. 2015). V minulosti byl trend kriticky nemocné pacienty na umělé ventilaci držet pod hlubokou sedací bez jakéhokoliv zásahu fyzioterapeutů. Bylo ovšem dokázáno, že dlouhodobá imobilita pacienta má za následek zhoršení jeho celkové kondice (Lee et al. 2010, Lee et al. 2014).

Včasnou mobilizací by mělo být dosaženo (upraveno podle Gassner et al. 2015):

- zlepšení kognitivních funkcí

- zlepšení vigily, pozornosti a prostorové orientace
- zlepšení proprioreceptivního, exteroceptivního a vestibulárního vnímání
- profylaxe
- změn v pohybovém aparátu vedoucí ke zlepšení krevního oběhu
- změny v celkové mobilitě pacienta
- schopnosti samostatného pohybu na lůžku
- vertikalizace do sedu, stoje a následné chůze s asistencí

Metoda včasné mobilizace není možná pro všechny kriticky nemocné pacienty z důvodu omezení, jako například umělá ventilace nebo katetrizace. Každý jednotlivý multidisciplinární tým intenzivní medicíny má vlastní interní postupy pro včasnou mobilizaci. Přesto, že existují doporučení pro včasnou mobilizaci u pacientů v kritickém stavu, nejsou globálně přijímané. Proto je snaha sjednotit fyzioterapeutickou péči na oddělení JIP, což by umožnilo sběr normalizovaných dat. Sjednocená data by poskytovala základ pro zhodnocení efektivity jednotlivých přístupů včasné mobilizace u kriticky nemocných pacientů, a přinesla by prostředky pro vytvoření standardu poskytování včasné mobilizace u pacientů na JIP (Nessizius 2014).

2.10. Kritéria pro zahájení fyzioterapie

Aby mohla proběhnout konvenční, či speciální přístrojová fyzioterapie, musí jednotlivé orgánové systémy pacienta splňovat určité limity, kterými je definován kritický stav. Kontraindikací pro zahájení fyzioterapie může být šokový stav, nestabilní krevní cirkulace, hypoxemie s respirační insuficiencí, protektivní režim mozku po kraniotraumatu, farmakologický útlum nebo horečnaté stavy. Všechny tyto životní funkce jsou nepřetržitě monitorovány a ošetřující lékař rozhoduje o zahájení rehabilitace. Jednou z možností pro posouzení stavu pacienta před zahájením rehabilitace a stanovení intenzity cvičení je metoda „semafor“, která hodnotí celkový stav pacienta a určuje intenzitu rehabilitačního cvičení (Hodgson et al. 2014).

Bylo dokázáno, že včasná progresivní mobilizace dospělých pacientů na JIP je proveditelná a bezpečná, což umožnilo zavedení nového trendu takzvané agresivní

fyzioterapie. Koncept agresivní fyzioterapie spočívá ve snížení sedace a co nejdřívější vertikalizaci, která je umožněná změnou okolních podmínek, jako například nahrazení stacionární umělé ventilace za mobilní. I přesto, že se při agresivní fyzioterapii v méně, než čtyřech procentech zúčastněných objevily dočasné nežádoucí události, jako změna životních funkcí mimo stanovenou normu, celkový výsledek agresivní fyzioterapie působí pozitivně na celkový stav pacienta a přispívá k cílům včasné mobilizace (Stiller 2013, Thomas 2009).

2.11. Problematika Intensive care unit – acquired weakness a imobilizačního syndromu

Abychom mohli uzavřít úvod do včasné rehabilitace a obecné fyzioterapie na jednotkách intenzivní péče, musíme zmínit pojem Intensive care unit - acquired weakness (ICUAW), který se volně překládá jako slabost získaná na JIP. ICUAW je popisovaná jako generalizovaná svalová slabost, která komplikuje průběh léčby na JIP a má výrazný vliv na rychlost a rozsah klinického zotavení, jakož i na pravděpodobnost funkční nezávislosti po propuštění (Dietrich 2012).

Obecně se tato slabost dělí na dvě hlavní skupiny zvané polyneuropatie získaná kritickým onemocněním (CIP) a myopatie získaná kritickým onemocněním (CIM), běžné jsou i jejich kombinace. Hlavními spouštěči této kliniky jsou imobilizace, sepsa, multiorgánové selhání, nebo delší trvání umělé ventilace (Dietrich 2012).

Mnohé studie upozorňují na riziko vzniku těchto onemocnění a snaží se o včasné diagnostikování, například pomocí testu svalové síly, ultrazvuku, měření elektrického potenciálu ve svalech nebo svalové biopsie. Zatím ale neexistuje vzorec časně diagnostiky (Jolley et al. 2016, Kramer 2017). CIP a CIM zvyšují u kriticky nemocných pacientů dlouhodobou nemocnost a úmrtnost. Vzhledem k těmto komplikacím získaným na odděleních intenzivní medicíny je včasná mobilizace a konvenční fyzioterapie vhodným faktorem zlepšující funkční výsledky již během prvních fází terapie (Dietrich 2012, Judemann et al. 2011).

2.12. Imobilizační syndrom

Imobilizační syndrom je úbytek svalové hmoty a síly způsobený imobilizací.

U kriticky nemocných pacientů je běžná úplná nebo částečná imobilizace končetin. U dospělých pacientů připoutaných na lůžko z plného zdraví klesá svalová síla o 1 % za den a jejich svalová hmota ubývá rychlostí přibližně o 25 % za sedm dní (de Jonghe et al. 2009).

Imobilizace by mohla být jedním z prekurzorů vzniku ICUAW, i proto je včasná mobilizace pacienta nepostradatelnou součástí klinické terapie kriticky nemocných (de Jonghe et al. 2009).

2.13. Diskuze o perspektivě včasné mobilizace

Včasná mobilizace je všeobecně přijímána jako trend fyzioterapie s pozitivním přínosem pro celkový stav pacienta. Kritický pohled na včasnou mobilizaci zatím poskytují jen tři studie (Adler & Malone 2012, Castro-Avila et al. 2015, Investigators et al. 2015). Potenciální negativní efekt včasné mobilizace tedy není dostatečně zkoumán a nelze tedy se stoprocentní jistotou tvrdit, že včasná mobilizace má pouze pozitivní účinky.

V prvním případě Adler a Malone (2012) poskytují přehledovou studii 15 dostupných publikací, které se zabývaly včasnou mobilizací a diskutují bezpečnost včasné mobilizace. Jako častá rizika uvádějí mechanické poranění, například uvolnění katetrů, extubace a dalšího vybavení připojených k tělu pacienta a možný vznik poranění spojený s těmito situacemi. Vyjmutí a opětovné vložení katetrů může zvýšit riziko infekce a způsobit nežádoucí stres a bolest.

V deseti z patnácti diskutovaných článků byly uvedeny nepříznivé hemodynamické reakce vzniklé v souvislosti s fyzickou aktivitou. Pacienti s omezenou aerobní kapacitou mohou reagovat na fyzickou námahu zvýšenou srdeční frekvencí, změnou krevního tlaku, nebo nemusí mít dostatek fyziologické kapacity na splnění i zdánlivě jednoduchého úkonu jako například sezení na okraji postele. Během včasné mobilizace může docházet i mechanickým poškozením.

K nežádoucím událostem došlo v méně než ve 4 % případů z celkového počtu interakcí. Žádná z těchto událostí nebyla považována za život ohrožující či vážnou. Některé z těchto událostí byly očekávané fyziologické změny spojené se cvičením, kdy došlo ke změně fyziologických funkcí, ale hodnota nepřesáhla předem stanovenou normu.

Druhá studie, která kriticky nahlíží na včasnou mobilizaci je Investigators et al. (2015). Cílem této studie bylo prozkoumat současnou mobilizační praxi a funkční zotavení u pacientů na umělé ventilaci na JIP, sledovaných 6 měsíců od prvního dne hospitalizace. Tato studie tedy rovněž zkoumala včasnou mobilizaci u kriticky nemocných, na rozdíl od předchozích studií ovšem zohlednila faktor dlouhodobých účinků včasné mobilizace. Z tohoto důvodu poskytuje publikace důležité informace týkající se nežádoucích účinků včasné mobilizace. Studie byla provedena v Austrálii a na Novém Zélandu. Z celkového počtu 192 sledových pacientů hospitalizovaných na JIP se dožilo 141 (73 %) 90. dne a 120 (62 %) pacientů přežilo šest měsíců. Mezi 90. dnem a 6. měsícem sledování zemřeli tři pacienti, 18 pacientů (9 %) nedalo zpětnou vazbu. Z celkového počtu 120 pacientů, kteří byli kontaktováni po 6 měsících, 38 % hlásilo středně závažné až závažné problémy ohledně vlastní samostatnosti a péče o sebe. 39 % dotazovaných pacientů hlásilo středně těžké problémy s úzkostí a depresí, 40 % hlásilo středně závažné problémy s mobilitou a 41 % pacientů hlásilo středně závažné až závažné problémy s bolestí.

Z celkového počtu 77 pacientů, kteří v době před přijetím na JIP pracovali, se pouze 29 (38 %) vrátilo do práce a z toho jen 25 (32 %) do svého předešlého zaměstnání.

Bohužel v 84 % realizovaných fyzioterapeutických sezení nedošlo ke včasné mobilizaci zúčastněných pacientů, proto lze jen s těžší vyvozovat závěry pro účinnost včasné mobilizace. Výše zmíněný jev ICUAW se projevil až u 50 % sledovaných pacientů.

Je důležité zdůraznit, že k výzkumu došlo v Austrálii a na Novém Zélandu, kde byly fyzioterapeuti součástí multidisciplinárního týmu JIP již po celá desetiletí a byli k dispozici pro léčbu pacientů hned od začátku jejich pobytu na JIP. Z výsledků studie ale vyplývá, že i v zemích jako je Austrálie a Nový Zéland, kde je takto vysoká úroveň lékařské péče, často včasná mobilizace neprobíhá. Hlavní překážkou včasné mobilizace byla intubace a sedace, z čehož autoři usuzují, že minimalizace sedace je důležitou složkou možnosti včasné rehabilitace u pacientů. U více jak u 50 % z celkového počtu přeživších pacientů se vyskytovaly závažné komplikace a jen méně než třetina přeživších se vrátila k původnímu zaměstnání. Ze získaných výsledků nelze spolehlivě usuzovat dlouhodobý efekt včasné mobilizace, jelikož práce dokazuje, že včasná mobilizace ve sledovaných oblastech není běžná.

Poslední studie od Castro-Avila et al. (2015) byla zaměřena na vliv včasné rehabilitace u pacientů na jednotce JIP. Rozsáhlá studie sledovala záznamy 5 733 pacientů na kterých zkoumala vliv včasné rehabilitace na funkční stav pacienta, sílu svalů a kvalitu života po propuštění z JIP. Bylo zjištěno, že na všechny jmenované faktory včasný zásah fyzioterapeutů neměl žádný účinek.

Jediné zlepšení se ukázalo při schopnosti chodit. Pacienti byli rozděleni do dvou skupin, kdy jedna skupina dostávala obyčejnou péči, zatímco druhé skupině se dostávalo terapie v podobě včasné rehabilitace. Výsledkem bylo, že v druhé skupině bylo markantně více pacientů schopných chůze po propuštění z nemocnice. Autoři dodávají, že v budoucnu by pro potvrzení jejich výsledků bylo vhodné provést další studii, kde by se pečlivě a přesně vybraly nástroje a postupy, podle kterých by byl sběr dat preciznější. Navrhují měření síly periferního svalstva pomocí MRC skóre a fyzické kapacity v šestiminutovém testu délky chůze. Dále navrhují dlouhodobější sběr dat po propuštění z oddělení intenzivní medicíny pro výzkum dlouhodobých účinků. Užitečné výsledky by měly přinést zejména ty klinické zkoušky, které testují elektrickou stimulaci svalů, přidání cykloergometrie k rutinní fyzioterapii a rehabilitaci v populacích se specifickou diagnózou, jako je například sepse.

2.14. Přístrojová fyzioterapie

Přístrojová fyzioterapie je fyzioterapie využívající speciální přístrojové vybavení, která je doplňkem konvenční fyzioterapie a také včasné mobilizace.

Jedním z faktorů ovlivňující stav poskytované péče pro kriticky nemocné pacienty je i vytíženost fyzioterapeutů v rámci daného pracoviště. Pacienti totiž kvůli velké vytíženosti personálu nedostávají péči v ideálním rozsahu. Z ekonomických důvodů a z hlediska lidských zdrojů ani není možné, aby se jeden fyzioterapeut věnoval pouze jednomu pacientovi. Právě různé přístroje by mohly fyzioterapeutům práci ulehčit a znásobit účinek terapie. Vedle toho by přístrojová terapie mohla přinést i zmírnění fyzické zátěže fyzioterapeuta.

Na rozdíl od ostatních pracovišť, není přístrojová fyzioterapie téměř využívána na odděleních intenzivní medicíny. Zároveň také neexistuje dostatek studií zaměřených na efekt využití přístrojové fyzioterapie na těchto odděleních. Proto dosud není známý rozsah

pozitivního efektu přístrojové fyzioterapie na oddělení JIP a nejsou řádně prozkoumána ani potenciální negativa.

2.15. Příklady přístrojové fyzioterapie

Jedním z příkladů přístrojové fyzioterapie je neuromuskulární elektrická stimulace. Tato metoda funguje na principu tvorby pasivní kontrakce kosterních svalů cílových svalových skupin pomocí nízkého elektrického napětí, které je vytvářené elektrodami umístěnými na kůži. Přístroj je schopný zvyšovat oxidační schopnosti svalů a předpokládá se, že napodobňuje účinky svalových kontrakcí během mírného cvičení. Tato metoda může být kombinována zároveň s pasivním nebo aktivním cvičením (Needham et al. 2009).

Cvičení s fyzioterapeutem může být nahrazeno cyklometrem. Cyklický ergometr dostatečně nahrazuje činnost fyzioterapeuta, a je vhodnou možností i u pacientů pod hlubokou sedací. Výhodou je také možnost použití přístroje v nočních hodinách a rehabilitace pacienta může tedy probíhat kdykoliv, pokud to jeho zdravotní stav dovoluje (Needham et al. 2009).

Zaměření této práce se týká využití cílených vibrací pro stimulaci CNS. Obecná fyzikální definice vibrací je kmitání, nebo oscilace tělesa kolem hmotného bodu. V případě fyzioterapie slouží vibrace jako opakující se proprioreceptivní dráždění.

Vibrace ve fyzioterapii jsou všeobecně dobře tolerované a nebyly dosud zaznamenané žádné nepříznivé efekty (Solomons & Shanmugasundaram 2019). Vliv cílených vibrací byl již dříve sledován u pacientů s patologickými stavy ovlivňující funkci nervového systému, jako cévní mozkové příhody, míšní léze, distonie, parkinsonismus a roztroušená skleróza. U pacientů s cévní mozkovou příhodou mohou mít frekvence 60 Hz, 70 Hz, 80 Hz, 83 Hz, 91 Hz, 100 Hz, 120 Hz a 200 Hz s amplitudami od 0,2 do 10 mm pozitivní účinky (Murillo et al. 2014).

Souhrnná přehledová studie ukazuje dosud zaznamenané pozitivní účinky využití vibrací ve fyzioterapii (Murillo et al. 2014):

- pozitivní účinek na snížení neglekt syndromu (1 studie)
- signifikantního rozdílu ve skóre „Bell testu“ (1 studie)

- zvýšení rychlosti chůze (2 studie)
- zmenšení f -vlny při měření EMG (1 studie)
- snížení svalového hypertonu (2 studie)
- zvýšená obratnost (2 studie)
- snížení modifikované Ashworthové škály (MAS, 1 štúdia)
- zvýšení motorické odpovědi (3 studie)
- zvýšení kognitivních schopností (2 studie)
- bez efektu (1 studie)

U pacientů s neglekt syndromem způsobeným cévní mozkovou příhodou byly oblasti aplikace vibrací na krku, zatímco při sledování motorických funkcí byla nejčastější oblastí aplikace ruka. Na pacientech s míšními lézemi se používaly frekvence 50 Hz, 60 Hz, 80 Hz a 100 Hz s amplitudou od 1 do 3 mm. Výsledky ukazují (Murillo et al. 2014):

- zvýšení svalové síly (1 studie)
- zvýšení vědomé aktivace pohybu (1 studie)
- zvýšení motorické odpovědi (1 studie)
- snížení spasticity (4 studie)
- snížení klonusu (1 studie)
- snížení mimovolných pohybů (1 studie)
- zvýšení EMG aktivity (1 studie)
- zvýšení rozsah pohybu (1 studie)
- motorická odpověď naznačující krok (1 studie)

U pacientů s Parkinsonovou nemocí byly ve 2 studiích použity frekvence 70 Hz a 100 Hz. Bylo pozorováno (Murillo et al. 2014):

- zvýšení rychlosti chůze

- zvýšení doby, délky a kadence krokové fáze
- snížení krokové variability

Studie zabývající se účinky vibrací na pacienty s dystonií ukazuje zlepšení motorické odpovědi při frekvencích 67,5 Hz, 72,5 Hz a 80 Hz a amplitudami od 0,2 do 0,5 mm. Poslední studie sledovala efekt vibrací u pacientů s roztroušenou sklerózou, kde byla použita frekvence 120 Hz s amplitudou 10 mm. Byl zjištěný snížený svalový tonus (Murillo et al. 2014).

Stimulace cílenými vibracemi na CNS o určité frekvenci a amplitudě, u pacientů s výše zmiňovanými diagnózami, má multifaktoriální pozitivní účinky, přičemž je důležitá i délka vibračního stimulu. Odezva CNS na vibrační stimul dosahuje plateau fáze po 15 minutách. (Smith & Brouwer 2005).

Doposud nebyl stanovený jednotný standard pro hodnotu frekvence a amplitudy vibračního stimulu. Pro efektivní terapii je důležité stanovit dostatečný stimul tak, aby vyvolal adekvátní odezvu CNS. Bylo ale dokázáno, že příliš vysoké hodnoty amplitudy a frekvence způsobují desenzibilizaci už po několika sekundách (Bensmaia et al. 2005, Leung et al. 2005).

2.16. Vibramoov®

Vibrace pro fyzioterapii byly v této práci generované přístrojem Vibramoov®. Přístroj Vibramoov® byl v České republice na trh uvedený v roce 2016 firmou Stargen EU s.r.o. Přístroj je určený pro pacienty upoutané na lůžko, kteří ztratili schopnost pohybu dolních končetin a nejsou schopni samostatné mobilizace, avšak schopnost vnímat vibrace u nich byla zachována.

Principem metody je navození představy chůze v CNS. Výrobce přístroje na svých webových stránkách (<https://www.stargen-eu.cz>) uvádí, že informace o pohybu určitého svalu vysílané do CNS je v celé populaci stejná. Specifický vzor sekvence akčních potenciálů během pohybu svalu je uniformní. Pokud je tato sekvence akčních potenciálů převedena na vibrační stimul, který pak působí na úpon antagonisty svalu, dochází k vysílání naprosto identické informace, jako kdyby agonista skutečně vykonával pohyb. Správně synchronizované a umístěné vibrační stimuly se specifickými vzory pro dané

svalové skupiny proto mohou u pacientů vytvářet senzomotorické vjemy podobné chůzi. Vibramoov® tyto stimuly vyvolává pomocí 12 vibračních tělísek, tzv. aplikátorů, které se upevní na výrobcem specifikované místa na dolních končetinách (viz také sekce 3.2.1). Pomocí softwaru dodávaného spolu s přístrojem se zvolí délka terapie (od 15 do 60 minut) a terapie se spustí. Frekvence, amplituda vibrace a čas, kdy aplikátor během terapie vibruje, jsou přesně definovány a automaticky ovládány dodaným softwarem. Dle manuálu k přístroji frekvenční rozsah vibrace je podle výrobce 40 až 100 Hz. Velikost amplitudy vibrace výrobce neudává. Pro představu, jak vypadá přístroj Vibramoov®, viz obrázky 18 a 19 v příloze.

3. PRAKTICKÁ ČÁST

3.1. Cíl práce

Cílem naší práce bylo zkoumat pohybovou aktivitu dolních končetin během terapie Vibramoov® pomocí akcelerometru a zjistit, zda během terapie dochází k cílené pohybové aktivitě.

3.2. Popis studie

Jde o kazuistiku, která byla zpracována v rámci pilotní studie Vibramoov®. V období března až dubna 2018 proběhla ve Fakultní nemocnici Královské Vinohrady na Klinice anesteziologie a resuscitace pilotní studie na kriticky nemocných s přístrojem Vibramoov® zapůjčeným od firmy Starhen EU s.r.o. pod záštitou Kliniky rehabilitačního lékařství Fakultní nemocnice Královské Vinohrady.

Jedná se o kontrolovanou randomizovanou studii. Při přijetí na ARO byla vybrána skupina pacientů, kteří splňovali kritéria k speciální fyzioterapii s přístrojem Vibramoov®.

Cílem studie bylo potvrdit hypotézu, že aplikace přístroje Vibramoov® u kriticky nemocných je bezpečná a pacienti dobře tolerovatelná a že je využitelná v rámci běžného provozu (proveditelnost) na oddělení ARO a JIP. Zároveň byly měřené motorické odpovědi pomocí akcelerometru.

Kritéria pro zahrnutí do studie:

- Věk nad 18 let včetně
- Umělá ventilace
- Vylučující kritéria:
- Známé primární neuromuskulární onemocnění, míšní léze
- Závažné zranění dolních končetin nebo jejich amputace
- Upoutání na lůžku již před příjmem na KAR (Charleston Comorbidity Score > 4)
- Bezprostřední smrt (dle uvážení personálu) nebo ukončení léčby do 24 hodin

- Těhotenství
- Přítomnost zevního fixátoru nebo povrchových kovových implantátů na dolní končetině
- Otevřená rána nebo poškození kůže v místě aplikace elektrod
- Přítomnost pacemakeru, implantovaný defibrilátor nebo jiné elektronické zařízení
- Převoz z jiného oddělení intenzivní medicíny na KAR po nepřetržité 24 hodin trvající umělé plicní ventilaci
- Jiné okolnosti zabraňující použití FES-CE nebo další ohodnocení pacienta jako nevhodného pro studii
- účast v jiné rehabilitační studii

3.2.1. Popis aplikace

Pro umístění aplikátorů se volí „ortézy“, které jsou anatomicky tvarované dle zvolené lokality a aplikátor se do nich umístí. Pacienti byli připoutaní na lůžko, proto jsme použili zvedák dolních končetin (DKK) pro umožnění volné aplikace a zabránění kontaktu končetin s podložkou. DKK jsme zvedli do 10 stupňů od podložky. Jelikož ortézy na chodidlo byly v našem případě po pacienta malé, připevnili jsme je pomocí pásky.

12 aplikátorů jsme rozdělili na obě končetiny po šesti a umístili následovně (viz také obrázek č. 19 v příloze):

- pod gluteální svaly, k úponu gluteus maximus
- k počátku svalu musculus rectus femoris
- k úponu musculus quadriceps femoris
- k oblasti fossa poplitea
- v oblasti Achillové šlachy
- v oblasti retinacula k extenzorům DKK

Následně byl zvolený program chůze o střední intenzitě, který běžel 30 minut. Po půl hodině terapie byl pacient nechán jednu hodinu v klidu. Po hodině následovala

druhá třicetiminutová vibrační terapie.

Před začátkem terapie, v 10. minutě, 20. minutě a 30 minutě a 10 minut po konci první terapie. byly na pacientovi sledovány následující životní funkce :

- stav vědomí pomocí GCS
- srdeční frekvence
- krevní tlak
- saturace
- dechová frekvence
- intrakraniální tlak
- pulse pressure variation

Schéma celkového sezení je zobrazena na obrázku (viz obr. 1).



Obrázek 1: Schématické znázornění fyzioterapeutického sezení. Šedé boxy znázorňují průběh jednotlivých terapií. Přerušované čáry vyznačují dobu zaznamenání životních funkcí. Modrá šipka vyznačuje časový úsek měřený akcelerometrem. Červené šipky znázorňují analyzované, časové úseky.

Terapie musela být ukončena vždy v případě non-tolerance, jejíž projevy byly následovné:

- saturace O₂ menší než 88 %
- zvýšení srdeční frekvence o víc než 20 %, nebo srdeční frekvence menší než 40/min, anebo větší než 130/min
- nová srdeční arytmie
- systolický krevní tlak vyšší než 180 mmHg, nebo střední krevní tlak nižší než

65 mmHg nebo vyšší než 110 mmHg

3.2.2. Důvěrnost

Podle zákona č. 101/2000 Sb. O ochraně osobních údajů, jsme nakládali s daty a výsledky studie s nejvyšší důvěrností a anonymitou.

Účast na studii byla dobrovolná. V případě, kdy nezávislý lékař potvrdil, že pacient není schopen podepsat souhlas, a že splňuje vstupní kritéria, podepisoval informovaný souhlas lékař a rodina pacienta.

3.2.3. Charakteristika pacienta

K našemu měření byl náhodně vybrán 74letý muž, hospitalizován 8. 5. 2018 na ARO po pádu neznámé etiologie. Byla mu diagnostikována kraniotrauma s GSC 3. Pacient byl zajištěn invazivně a na druhý den mu byla vysazena analgosedace. Další dny byl u pacienta sledován stav vědomí, který se zlepšil na GSC 5, což byl stále stav nepříznivý. 9. 5. 2018 byl zařazen do studie Vibramoov. 10. 5. proběhlo první sezení se dvěma terapiemi, při kterých jsme sledovali také jeho motorické odezvy akcelerometrem. 11. 5. 2018 proběhlo druhé sezení se dvěma vibračními terapiemi, také měřené akcelerometrem, stav vědomí GCS 4. Při terapii byly také pozorovány životní funkce (viz příloha). 14. 5. 2018 stav pacienta zcela stagnuje. 16. 5. 2018 bylo rozhodnuto, že další péče bude probíhat paliativně. 17. 5. 2018 dochází k exitu letalis. Výše zmíněný průběh hospitalizace je doložen informacemi z dekurzu pacienta.

Iniciály: K. K.

Pohlaví: muž

Věk: 74

Hmotnost: 120 kg

Hlavní diagnóza: Kraniocerebrální poranění

Epikríza:

8. 5. 2018: 74 letý muž – náhlý kolaps s pádem. Po příjezdu rychlé zdravotní pomoci prováděna telefonicky asistovaná neodkladná resuscitace, GSC 3, známky úrazu hlavy, oběh však bez známek alterace. Lékařem rychlé lékařské pomoci (RLP) napojen na

místě úrazu na umělou plicní ventilaci a následně transportován na Kliniku anesteziologie a resuscitace ve Fakultní nemocnici Královské Vinohrady. Po přijetí hypotenze, s kombinovaným respiračním selháním. Zajištěn invazemi, zahájená volumoresuscitace a katecholaminová podpora oběhu. Provedená komplexní CT (počítačová tomografie) diagnostika, kde dominovalo kraniocerebrální poranění (blíže viz, souhrn diagnóz). Neurochirurg indikoval urgentní evakuaci akutního subdurálního hematomu vpravo z dekompresní kraniektomie.

9. 5. 2018: kontrolní CT s uspokojivým nálezem, vysazena analgesie.

10. 5. 2018: přetrvává hluboká porucha vědomí. Na rentgenové snímce popisován infiltrát, způsobený aspirací krve do plic.

13. 5. 2018: neurologický stav zcela stagnuje, GCS 3-4.

14. 5. 2018: doplněno neurologické konzilium, prognóza označena jako nepříznivá.

15. 5. 2018: rozhodnuto, že dále bude terapie pokračovat jako soucitná, s cílem zajistit komfort pacienta a ulevit od utrpení.

16. 5. 2018: přechod na paliativní terapii.

17. 5. 2018: exitus letalis ve 2:58 hodin.

Souhrn diagnóz:

Kraniocerebrální poranění po pádu. Etiologie pádu nejasná, možný kolapsový stav.

Hlava:

- akutní subdurální hematom vpravo, šíře do 14 mm, expanzivně se chovající, následná evakuace z dekompresní kraniektomie.
- prokrváčená kontuzní ložiska bifrontotemporálně
- traumatické subarachnoideální krvácení
- edém mozku, posun střední čáry 18 mm doleva, rozvíjející se transtentoriální descendentní herniace
- kominutivní fraktura spánkové kosti vlevo s hemotympanem a prokrváčením sklípkového systému

- kominutivní fraktura os frontale a sphenoidale, oboustranně, os ethmoidale, nosních kůstek, maxilly a os zygomaticum vpravo s hemosiny
- oboustranně periorbitální hematomy

Hrudník:

- fraktura těla sterna bez dislokace
- oboustranná aspirace plicní dorsobasálně

Končetiny:

- víceúlomková fraktura disfýzy pravého humeru, lomná linie dosahuje proximálně do oblasti chirurgického krčku, abrupte velkého hrbolu, periferní fragment dislokován laterálně o šíři kosti (26 mm)
- vzhledem k infaustní prognóze, bez terapie
- příjmová alkoholémie: 0,96 mg/l

Vedlejší nález na CT:

- objemný tumor, vycházející ze štítné žlázy, charakteru oboustranné gigantické strumy
- sporadické korové cysty ledviny vlevo, o průměru do 12 mm
- oboustranně atypicky zvětšený nadledviny

Chronická diagnóza:

- arteriální hypertenze na farmakoterapii

Klinický nález:

1. Orientační neurologický nález: Trvale bez analgosedace, pouze morphin v nízké dávce, kontinuálně intravenózně, GSC 1-3-1, kmenové reflexy výbavné
2. Hlava: dokolorující se periorbitální hematomy bilaterálně, uši bez výtoku, ústní dutina čistá, jazyk nepovleklý. Nazogastrická sonda in situ – toleruje enterální výživu, dekompresivní kraniektomie v niveau, měkká, operační rána se hojí per primam

3. Krk: dle CT zvětšená štítná žláza charakteru gigantické strumy, náplň žil nehodnotitelná, pulzace karotid bilaterálně
4. Hrudník: souměrný, klenutý, poslechové dýchání čisté, sklípkovité, bez vedlejších fenoménů, ventilace stálým přetlakem v DC (CPAP)
5. Břicho: obézní, měkké, pro obezitu obtížně klinicky vyšetřitelné, bez hmatné rezistence, bez známek periferní iritace, játra v oblouku, slezina nehmatná, peristaltika zachovaná
6. Oběh: stabilní, bez podpory, tlak krve

Léčebný plán: monitorace neurostatu

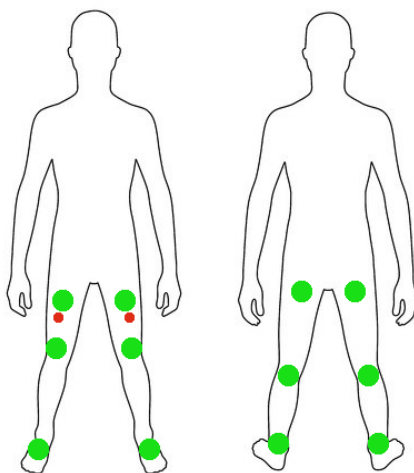
Prognóza: všeobecně nepříznivá

Datum přijetí: 8. 5. 2018

Datum prvního sezení: 10. 5. 2018

Datum druhého sezení: 11. 5. 2018

3.3. Sběr dat



Obrázek 2: Červené body znázorňují umístění akcelerometru, zelené body znázorňují umístění vibračních aplikátorů. Vlevo pohled zepředu, vpravo pohled zezadu.

V naší studii jsme ke sledování motorické odpovědi pacienta použili akcelerometr, který byl pacientovi připevněn bilaterálně na dolní končetiny v místě největší tloušťky stehen zepředu (schema umístění akcelerometrů a aplikátorů Vibramoov viz obr. 2)

3.3.1. Akcelerometr

Akcelerometr je zařízení měřící zrychlení, které na něj působí. Velikost zrychlení můžeme uvádět v absolutních jednotkách ($m \cdot s^{-2}$) nebo relativně vztaženo ke gravitačnímu zrychlení g . Jelikož zrychlení je vektorová fyzikální veličina, kromě velikosti zrychlení je důležitý i jeho směr. Některé akcelerometry měří zrychlení pouze v jednom směru, tzv. monoaxiální, některé měří zrychlení ve dvou nebo třech směrech / osách, tzv. víceosé. Pro představu, akcelerometr dokáže během jedné sekundy změřit i více než 100krát aktuální zrychlení, které na něj působí.

Triaxiální akcelerometr

Při měření jsme používali triaxiální akcelerometr. Tento akcelerometr měří zrychlení ve třech na sebe kolmých osách X, Y, Z. Celkové zrychlení je složením hodnot naměřených v jednotlivých osách. To znamená, že celkové zrychlení a jako vektor má složky (x, y, z). Jeho velikost lze vypočítat pomocí vzorce:

$$|a| = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

Pokud například akcelerometr v konkrétním časovém okamžiku naměřil hodnoty v jednotlivých směrech

$$x = -0,1; \quad y = 0,036; \quad z = 0,879.$$

znamená to, že celkové zrychlení v daném časovém okamžiku bylo

$$a = (-0,1; 0,036; 0,879)$$

a jeho velikost byla rovná 0,8854.

Velikost celkového zrychlení, které získáme z triaxiálního akcelerometru, když ho položíme na stůl a necháme ho v klidu, je rovné 1 g. Je to tím, že akcelerometr měří tzv. vlastní zrychlení. Když je tedy akcelerometr v klidu na stole a nikdo ním nepohybuje, působí na něj pouze gravitační síla. Proti gravitační síle působí na akcelerometr stůl, který na něj "tlačí" (brání tomu, aby akcelerometr padal směrem k zemi) stejně velkou silou jako gravitační síla ale opačným směrem. Akcelerometr naměří právě toto "tlačení" velikosti 1 g a proto ukazuje momentálně zrychlení 1 g, i když je v klidu a nehýbe se.

Rovněž, pokud akcelerometr připevníme na nohu člověka, který leží na posteli a s nohou nebude vůbec hýbat, akcelerometr bude ukazovat celkové zrychlení o velikosti 1 g.

3.4. Statistické nástroje

Na zpracování a analýzu dat vygenerovaných akcelerometry během terapií jsme použili základní statistické nástroje (Zvára, Štěpán 2006):

- odhad střední hodnoty pomocí aritmetického průměru
- odhad variability pomocí rozptylu a směrodatné odchylky

Aritmetický průměr z hodnot x_1, x_2, \dots, x_n spočítáme pomocí známého vzorce:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i$$

Rozptyl, který značíme symbolem s^2 , spočítáme následovně:

$$s^2 = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2$$

Z hodnoty rozptylu pak spočítáme směrodatnou odchylku. Značíme ji s a spočítáme odmocnění rozptylu následovně:

$$s = \sqrt{s^2}$$

3.4.1. Testování hypotéz

Při statistické analýze dat jsme využili i testování hypotéz. Při testování hypotéz se stanoví hypotéza H_0 a alternativní hypotéza H_1 (která je opakem hypotézy H_0). Ze získaných dat se spočítá tzv. kritérium T a z něj se následně odvodí p -hodnota (která udává míru statistické signifikance). Výpočet T a odvození p -hodnoty je přesně definováno konkrétním statistickým testem, který provádíme. Pokud je p -hodnota menší než hladina významnosti testu (ta se zvolí na začátku testu, obvyklé hodnoty jsou 0,05 nebo 0,01), hypotézu H_0 zamítneme ve prospěch hypotézy H_1 . V opačném případě hypotézu H_0 nezamítneme.

Studentův dvouvýběrový t-test

Variace Studentova dvojvýběrového t-testu se může použít k testování hypotézy o shodě středních hodnot dvou náhodných výběrů. K tomu potřebujeme:

- x_1, x_2, \dots, x_n hodnoty prvního náhodného výběru, X_{pr} výběrový průměr, s_x^2 výběrový rozptyl
- y_1, y_2, \dots, y_m hodnoty druhého náhodného výběru, Y_{pr} výběrový průměr, s_y^2 výběrový rozptyl

Nulovou hypotézu, že střední hodnoty obou náhodných výběrů se rovnají, rozhodneme pomocí kritéria T ,

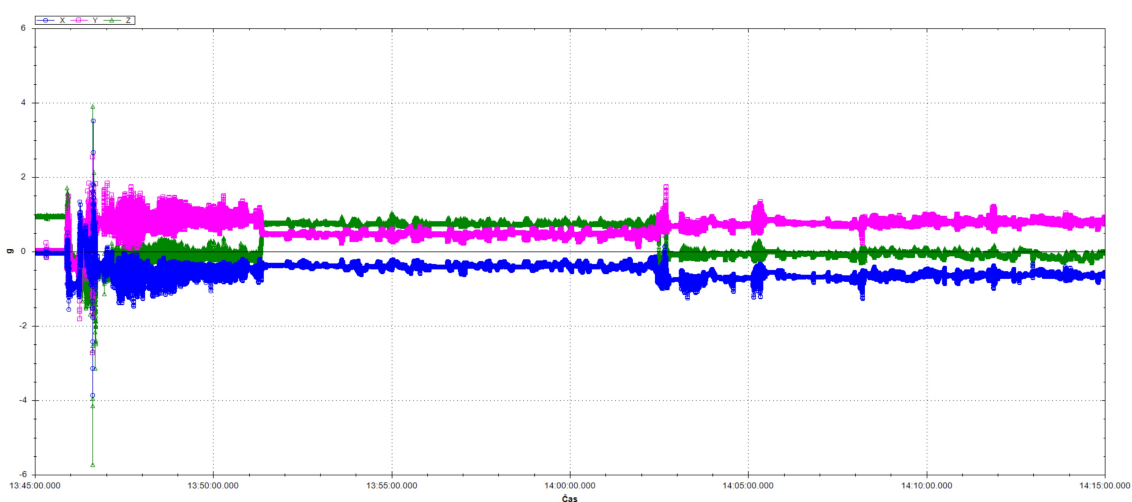
$$T = \frac{X_{pr} - Y_{pr}}{\sqrt{(n-1)s_x^2 + (m-1)s_y^2}} \cdot \sqrt{\frac{nm(n+m-2)}{n+m}}$$

Z hodnoty T se dá spočítat zmiňovaná p -hodnota, viz (Anděl, 2007).

3.5. Analýza terapií

Celkově jsme analyzovali čtyři terapie, dvě z nich ze dne 10. 5. 2018 a zbylé dvě ze dne 11. 5. 2018. Zaměřili jsme se výlučně na data získaná akcelerometry, přičemž jsme se snažili najít motorickou odezvu. Jeden akcelerometr provedl během jedné půlhodinové terapie přibližně 180 000 měření (100 měření za sekundu). Pro bližší analýzu dat jsme připravili grafy a tabulky se statistikami spočtenými ze získaných dat.

Při analýze každé terapie předkládáme graf podobný tomu na obrázku č.3. Graf zobrazuje surová data z akcelerometru umístěném na levé noze během terapie ze dne 10. 5. 2018 od 13:45:00. V grafu jsou tři různé křivky, každá odpovídá jedné ose měření triaxiálního akcelerometru. Modrá křivka znázorňuje hodnoty naměřené akcelerometrem v ose X, růžová v ose Y a zelená v ose Z. Naměřené hodnoty zrychlení jsou relativní vzhledem ke gravitačnímu zrychlení g .



Obrázek 3: Data z akcelerometru. Hodnoty akcelerometru v jednotlivých směrech X (modrá), Y (růžová), Z (zelená) během terapie 10. 5. 2018, 13:45:00 - 14:15:00, levá noha. Velikosti směrových zrychlení jsou relativně vzhledem k 1 g .

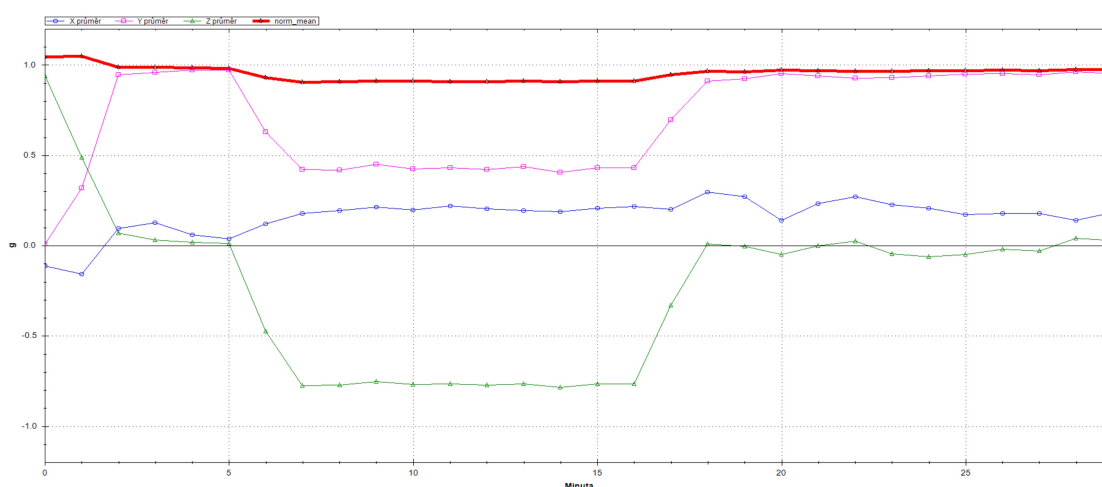
Z dat naměřených akcelerometrem jsme dále spočítali následující hodnoty:

- velikost celkového zrychlení (pomocí vzorce uvedeného v kapitole Akcelerometr)
- pro každý jednodominutový interval průměrnou hodnotu zrychlení ve směrech X, Y, Z
- pro každý jednodominutový interval průměrnou hodnotu velikosti celkového

zrychlení

- pro každý jednodominutový interval rozptyl a směrodatnou odchylku zrychlení ve směrech X, Y, Z
- pro každý jednodominutový interval rozptyl a směrodatnou odchylku velikosti celkového zrychlení

Vypočítané průměrné hodnoty zrychlení ve směrech X, Y, Z a celkového zrychlení budeme zobrazovat pomocí grafu jako na obrázku č. 4. Průměrné hodnoty zrychlení v jednotlivých směrech a velikost celkového zrychlení jsou opět uvedeny relativně vzhledem ke gravitačnímu zrychlení g .



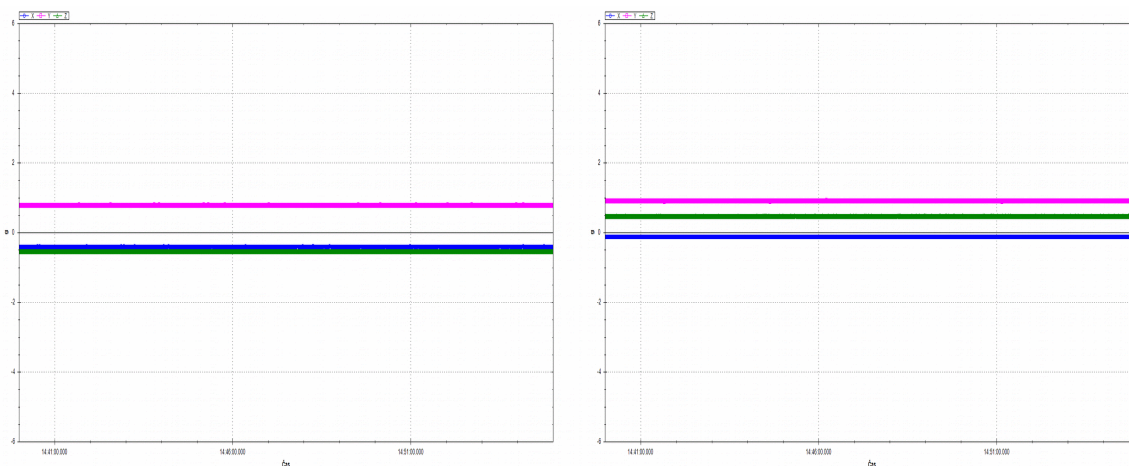
Obrázek 4: Průměrné hodnoty zrychlení ve směrech X (modrá), Y (růžová), Z (zelená) a průměrná velikost celkového zrychlení (červená) během terapie 10. 5. 2018, 13:45:00–14:15:00, pravá noha

Při analýze terapie jsme porovnávali průměrnou velikost celkového zrychlení po sekundách a průměrnou velikost celkového zrychlení v časovém úseku, ve kterém probíhala terapie, s časovým úsekem, kdy byl pacient v klidovém stavu. K testování hypotézy, zda je průměrná velikost celkového zrychlení v daném časovém úseku významně odlišná ve srovnání s klidovým stavem byl použit Studentův dvouvýběrový t-test. Testovaná hypotéza H_0 bude odpovídat shodě středních hodnot velikosti celkového zrychlení v klidovém stavu a během zvoleného časového úseku terapie. Pokud bude tato hypotéza zamítnuta na hladině významnosti 0,05, znamená to, že rozdíl v pohybu končetin během klidového stavu a během terapie je statistický významný.

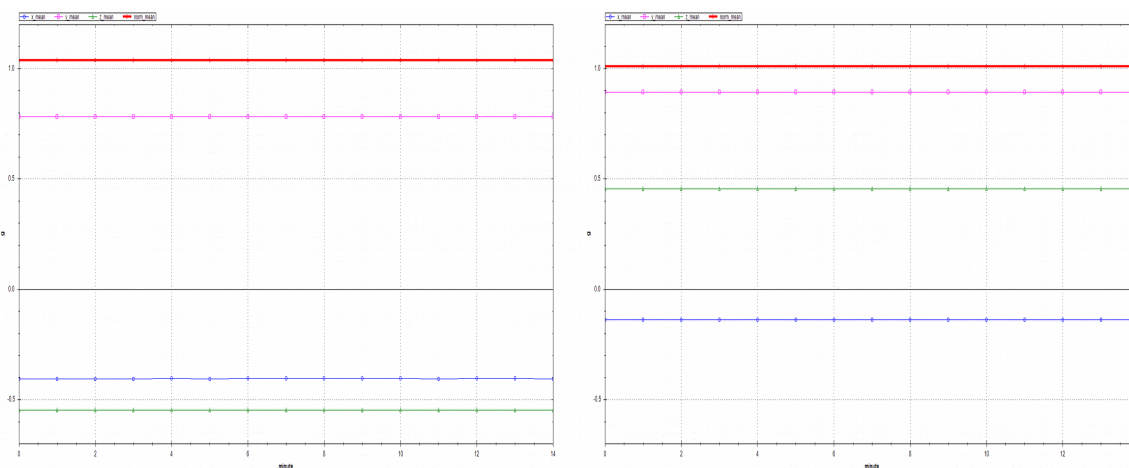
Velikost dat z akcelerometrů přesahovala víc než 800 MB. Akcelerometr za jednu

terapii vykonal přibližně 180 000 měření (100 měření za sekundu). Proto jsme nemohli pro zpracování dat a spočtení statistik použít MS Excel. Namísto toho jsme použili jednoduchý program napsaný v programovacím jazyce Python a Python knihovnu NumPy.

3.5.1. Klidový stav, 10. 5. 2018, 14:40:00 – 14:55:00



Obrázek 5: Hodnoty akcelerometru v jednotlivých směrech X (modrá), Y (růžová), Z (zelená). Velikosti směrových zrychlení jsou relativně vzhledem k 1 g. Levá noha - levý graf, pravá noha - pravý graf.



Obrázek 6: Průměrné hodnoty zrychlení v jednotlivých směrech (X - modrá, Y - růžová, Z - zelená) a průměrná velikost celkového zrychlení (červená) v jednotlivých minutách terapie. Levá noha - levý graf, pravá noha - pravý graf.

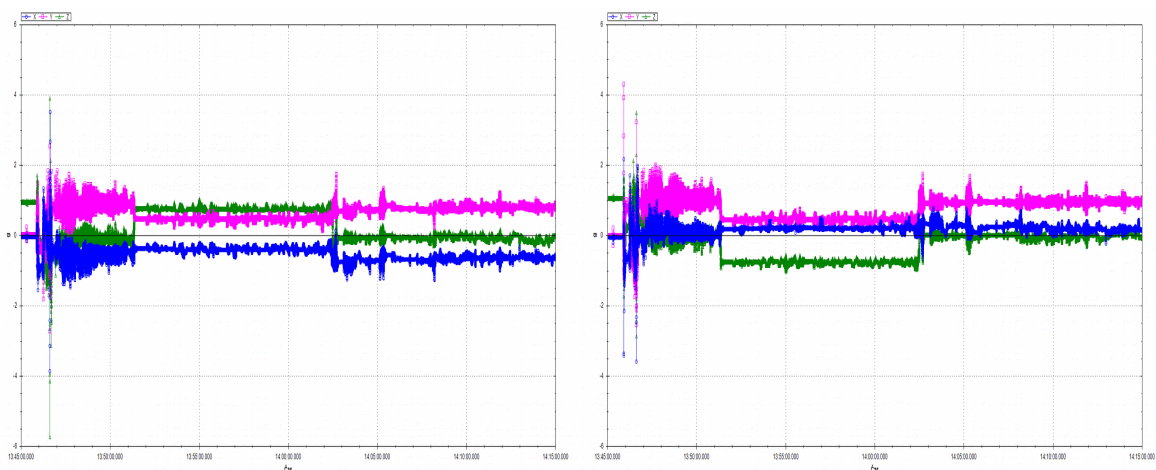
Měření akcelerometry jsme provedli i v době, kdy byl pacient v klidu – neprobíhala terapie a s pacientem nikdo nemanipuloval. Data z měření jsou zobrazeny na grafech z obrázku č. 5. Na obrázku č. 6 můžeme vidět průměrné směrové zrychlení

a velikost celkového zrychlení. Měření dopadly podle očekávání, průběh jednotlivých směrových zrychlení je během celého časového úseku v podstatě konstantní a velikost celkového zrychlení je rovněž konstantní, blízko hodnoty 1 g. To odpovídá stavu, kdy se pacient vůbec nehýbe. Odlišné směrové zrychlení na pravé a levé noze jsou způsobené jiným natočením akcelerometrů. Pro úplnost přikládáme i tabulku s průměrnými velikostmi celkového zrychlení, viz tabulka č. 1.

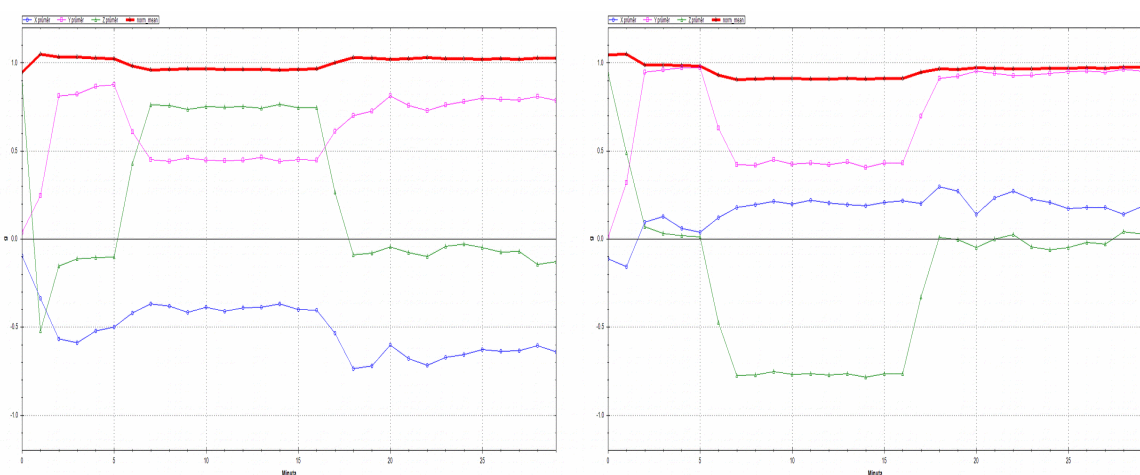
Tabulka 1: Střední hodnota, směrodatná odchylka a směrodatná odchylka v procentech vzhledem k střední hodnotě. Velikost zrychlení je relativní vzhledem k 1 g.

Čas (min)	Celkové zrychlení – levá noha			Celkové zrychlení – pravá noha		
	Průměr	s	s (%)	Průměr	s	s (%)
0	1,040	0,000	0	1,010	0,005	0
1	1,037	0,003	0	1,010	0,005	0
2	1,037	0,003	0	1,010	0,005	0
3	1,037	0,004	0	1,010	0,004	0
4	1,037	0,004	0	1,010	0,004	0
5	1,037	0,004	0	1,010	0,004	0
6	1,037	0,004	0	1,010	0,004	0
7	1,037	0,004	0	1,010	0,004	0
8	1,037	0,004	0	1,010	0,004	0
9	1,037	0,004	0	1,010	0,004	0
10	1,037	0,004	0	1,010	0,004	0
11	1,037	0,004	0	1,010	0,004	0
12	1,037	0,004	0	1,010	0,004	0
13	1,037	0,004	0	1,010	0,004	0
14	1,037	0,004	0	1,010	0,004	0

3.5.2. 1. sezení, 1. terapie 10. 5. 2018, 13:45:00 – 14:15:00



Obrázek 7: Hodnoty akcelerometru v jednotlivých směrech X (modrá), Y (růžová), Z (zelená). Velikosti směrových zrychlení jsou relativně vzhledem k 1 g. Levá noha - levý graf, pravá noha - pravý graf.



Obrázek 8: Průměrné hodnoty zrychlení v jednotlivých směrech (X - modrá, Y - růžová, Z - zelená) a průměrná velikost celkového zrychlení (červená) v jednotlivých minutách terapie. Hodnoty zrychlení jsou relativně vzhledem k 1 g. Levá noha - levý graf, pravá noha - pravý graf.

Průběh terapie se výrazně liší od klidového stavu. Hodnoty naměřené akcelerometrem (obrázek č. 7) významně oscilují. Rovněž průběh jednotlivých směrových zrychlení X, Y, Z není vůbec konstantní jako je to v případě klidového stavu.

Z průběhu grafů na obrázku č. 7 vidíme, že hodnoty naměřené akcelerometrem dosahovaly velké výkyvy v 1. až 5. minutě jak na pravé tak i na levé noze. Podobně, jen v menším rozsahu to je i v 17. a 20. minutě. V ostatních minutách byl průběh hodnot

víceméně stálý. Zajímavé je také to, že velké výkyvy v naměřených hodnotách se pro obě nohy vyskytují ve stejných časových intervalech.

Tabulka 2: Střední hodnota, směrodatná odchylka a směrodatná odchylka v procentech vzhledem k střední hodnotě. Velikost zrychlení je relativní vzhledem k 1 g.

Čas (min)	Celkové zrychlení – levá noha			Celkové zrychlení – pravá noha		
	Průměr	s	s (%)	Průměr	s	s (%)
0	0,947	0,070	7	1,050	0,112	11
1	1,049	0,202	19	1,048	0,188	18
2	1,032	0,245	24	0,987	0,252	26
3	1,032	0,219	21	0,987	0,221	22
4	1,025	0,126	12	0,983	0,128	13
5	1,022	0,110	11	0,982	0,112	11
6	0,980	0,044	5	0,930	0,051	5
7	0,959	0,014	1	0,904	0,013	1
8	0,961	0,010	1	0,906	0,009	1
9	0,966	0,020	2	0,910	0,019	2
10	0,964	0,034	4	0,911	0,033	4
11	0,963	0,015	2	0,908	0,015	2
12	0,961	0,014	1	0,907	0,014	2
13	0,963	0,011	1	0,911	0,010	1
14	0,960	0,012	1	0,908	0,012	1
15	0,962	0,013	1	0,910	0,013	1
16	0,964	0,018	2	0,910	0,017	2
17	1,001	0,085	8	0,946	0,085	9
18	1,029	0,062	6	0,966	0,065	7
19	1,027	0,024	2	0,963	0,025	3
20	1,019	0,095	9	0,971	0,096	10
21	1,021	0,010	1	0,967	0,010	1
22	1,028	0,018	2	0,965	0,020	2
23	1,023	0,058	6	0,966	0,060	6
24	1,023	0,041	4	0,968	0,042	4
25	1,020	0,048	5	0,969	0,050	5
26	1,023	0,066	6	0,971	0,069	7
27	1,019	0,029	3	0,968	0,031	3
28	1,025	0,034	3	0,976	0,034	4
29	1,026	0,034	3	0,974	0,035	4

Při pohledu na grafy průměrných zrychlení (obrázek č. 8) vidíme, že velikost

celkového zrychlení byla po celou dobu blízko hodnoty 1 g. To odpovídá stavu, kdy je noha v klidu, nehýbe se. Když se ale podrobněji podíváme na směrodatné odchylky (tabulka č. 2), vidíme, že odchylky jsou velké právě v minutách 1.–5., 17. a 20. To znamená, že v těchto časech celkové zrychlení na obou nohách výrazně oscillovalo, což by mohlo být způsobeno pohybem nohou.

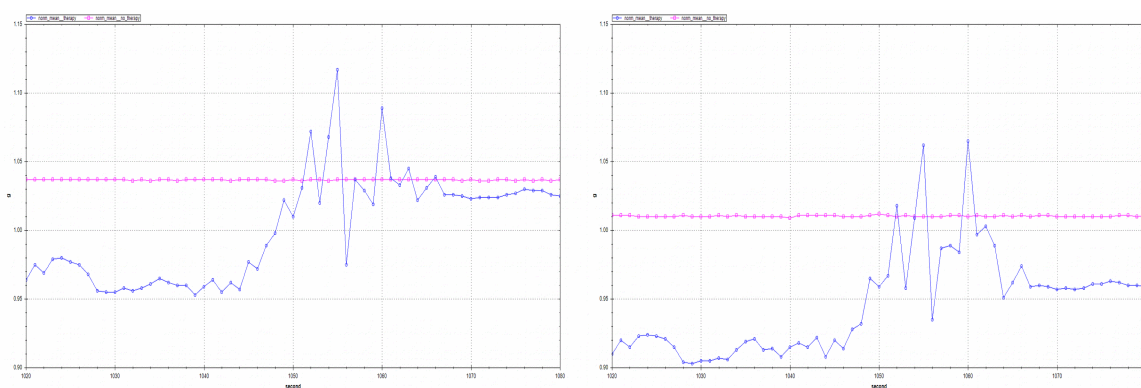
Rovněž si můžeme všimnout (obrázek č. 8), že průběh velikosti celkového zrychlení je pro obě nohy velmi podobný. Dále, v 6.–16. minutě jsou směrodatné odchylky velmi malé (max. 5 % ze střední hodnoty) a velikost celkového zrychlení se pohybuje pod 1 g (kolem 0,96 g na levé noze, na pravé noze pouze 0,91 g), viz tabulka č. 2. Můžeme předpokládat, že tenhle výkyv byl způsoben nepřesností měření.

Hodnoty zrychlení v jednotlivých směrech X, Y a Z se pro obě nohy výrazně mění v 5.–6. minutě a také v 16.–17. minutě, zatímco velikost celkového zrychlení se stále pohybuje okolo 1 g (obrázek č. 8). Z toho vyplývá, že v daných časových intervalech se obě nohy pomalu otáčely, čímž se měnilo rozložení celkového zrychlení do jednotlivých směrů X, Y, Z. První pohyb otáčení, který pozorujeme na začátku terapie by mohl nasvědčovat posunutí končetin ve závěsném aparátu, jakožto důsledek působení gravitace. Ve druhé polovině terapie (16.–17. minuta) již můžeme tento děj vyloučit, což nasvědčuje, že se jedná o motorickou odpověď CNS. Předpokládáme, že končetiny se dostatečně usadí a ustálí v popruzích během první poloviny terapie.

Zkusme nyní podrobněji porovnat 17. minutu terapie s klidovým stavem. Zaměříme se tedy na interval mezi 1020. až 1080. sekundou terapie. Na obrázku č. 9 je znázorněna průměrná velikost celkového zrychlení v jednotlivých sekundách během klidového stavu a během terapie ve zvoleném časovém intervalu (přesné hodnoty jsou uvedeny v Příloze, v tabulkách č. 13 a 14). Z grafů je zřejmé, že obě končetiny se v tomto časovém úseku chovaly výrazně odlišně jako v klidovém stavu. Toto tvrzení jsme formálně ověřili Studentovým dvouvýběrovým t-testem (postupem popsáním v úvodu sekce 3.5). Testovanou / nulovou hypotézu, že oba výběry mají stejnou střední hodnotu jsme zamítli na hladině významnosti 0,05, viz tabulka č. 3. Znamená to, že střední hodnoty výběrů se liší a tím pádem je výrazně odlišný i pohyb končetin v klidovém stavu a v námi zkoumané 17. minutě terapie.

Dalším velmi zajímavým pozorováním je výrazná podobnost velikosti celkového

zrychlení na pravé a levé končetině v 17. minutě.

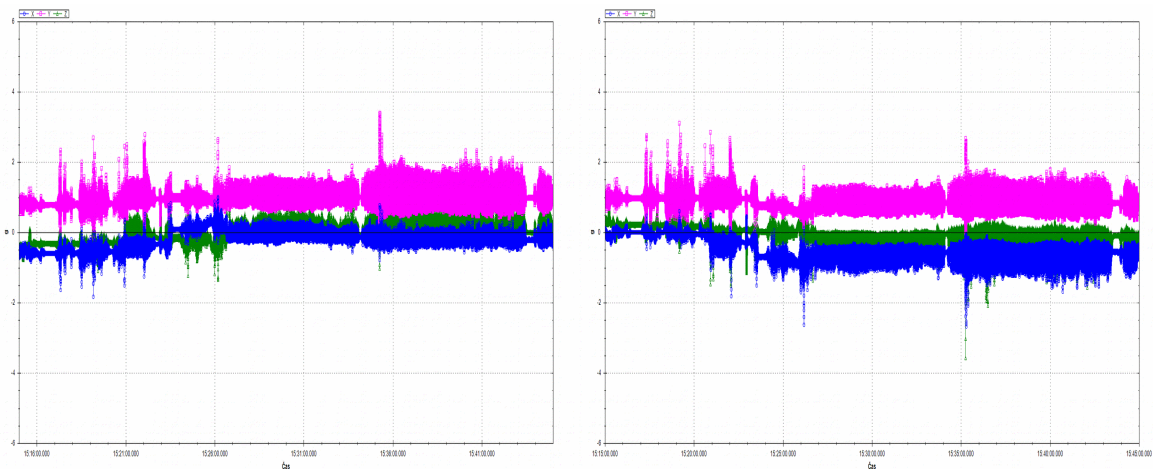


Obrázek 9: Průměrná velikost celkového zrychlení v klidovém stavu (růžová) a v 17. minutě terapie (modrá).

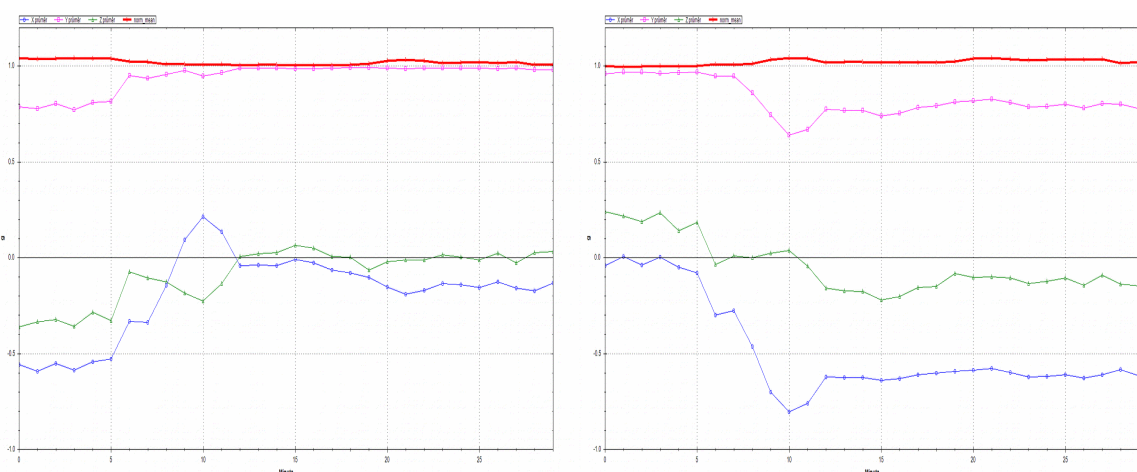
Tabulka 3: Výsledek testování hypotézy o rovnosti středních hodnot.

	Levá noha		Pravá noha	
	T	p-hodnota	T	p-hodnota
Studentův T-test	-7,14	$1,42 \cdot 10^{-9}$	-13,34	$1,31 \cdot 10^{-19}$

3.5.3. 1. sezení, 2. terapie 10.5.2018, 15:15:00 – 15:45:00



Obrázek 10: Hodnoty akcelerometru v jednotlivých směrech X (modrá), Y (růžová), Z (zelená). Velikosti směrových zrychlení jsou relativně vzhledem k 1 g. Levá noha - levý graf, pravá noha - pravý graf.



Obrázek 11: Průměrné hodnoty zrychlení v jednotlivých směrech (X - modrá, Y - růžová, Z - zelená) a průměrná velikost celkového zrychlení (červená) v jednotlivých minutách terapie. Hodnoty zrychlení jsou relativně vzhledem k 1 g. Levá noha - levý graf, pravá noha - pravý graf.

Rovněž jako v případě první terapie, i během této terapie se průběh směrových zrychlení výrazně liší od průběhu v klidovém stavu. Na obrázku č. 10 vidíme, že během celé této terapie nastali poměrně velké výkyvy v zrychleních naměřených akcelerometry na obou nohách a to ve všech směrech X, Y, Z. Výjimkami jsou 0., 1. a 8. až 10. minuta. Když se podíváme do tabulky č. 4, během celé terapie byla velikost celkového zrychlení velmi

blízko 1 g, ale výkyvy (směrodatné odchyly) byly značné - většinou okolo 0,2 g až 0,3 g. Výjimkou jsou již zmíněné 0. a 1. minuta (0,06 g a 0,02 g) a taky 8.–10. minuta, kde jsou ale výkyvy již poměrně velké (okolo 0,1 g). Z toho vyplývá, že zřejmě nedošlo k motorické odpovědi, ale celkový třes končetin byl vyšší.

Tabulka 4: Střední hodnota, směrodatná odchylna a směrodatná odchylna v procentech vzhledem k střední hodnotě. Velikost zrychlení je relativní vzhledem k 1 g.

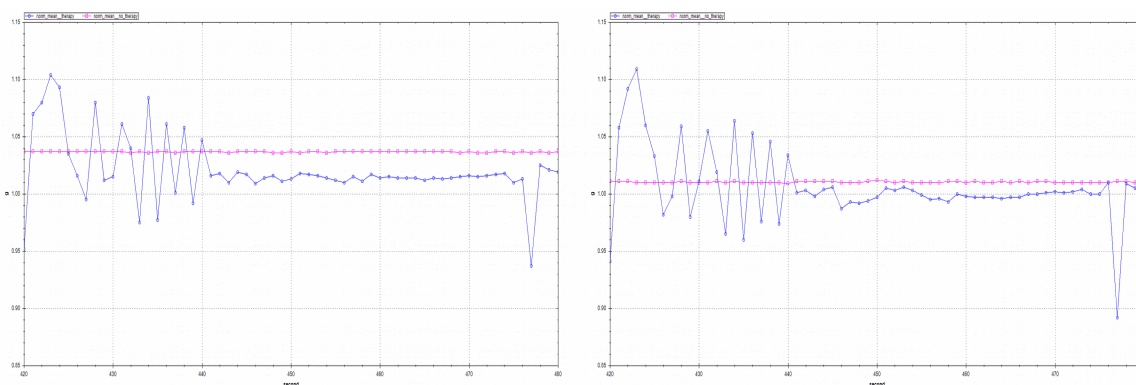
Čas (min)	Celkové zrychlení – levá noha			Celkové zrychlení – pravá noha		
	Průměr	s	s (%)	Průměr	s	s (%)
0	1,040	0,060	6	1,000	0,070	6
1	1,033	0,020	2	0,993	0,022	2
2	1,036	0,145	14	0,996	0,154	15
3	1,040	0,161	15	0,998	0,165	17
4	1,036	0,192	18	0,996	0,203	20
5	1,036	0,120	12	1,000	0,124	12
6	1,022	0,190	19	1,009	0,198	20
7	1,021	0,236	23	1,006	0,242	24
8	1,008	0,087	9	1,011	0,092	9
9	1,008	0,098	10	1,032	0,103	10
10	1,005	0,091	9	1,039	0,095	9
11	1,007	0,169	17	1,036	0,176	17
12	1,002	0,164	16	1,018	0,170	17
13	1,004	0,188	19	1,019	0,194	19
14	1,005	0,213	21	1,021	0,220	22
15	1,001	0,202	20	1,018	0,209	21
16	1,001	0,198	20	1,017	0,203	20
17	1,003	0,167	17	1,016	0,171	17
18	1,006	0,163	16	1,018	0,166	16
19	1,011	0,203	20	1,022	0,206	20
20	1,025	0,395	39	1,037	0,405	39
21	1,031	0,377	37	1,041	0,388	37
22	1,025	0,314	31	1,035	0,321	31
23	1,015	0,268	26	1,029	0,272	26
24	1,016	0,305	30	1,030	0,309	30
25	1,021	0,323	32	1,034	0,329	32
26	1,015	0,305	30	1,031	0,311	30
27	1,021	0,327	32	1,035	0,334	32
28	1,006	0,167	17	1,013	0,172	17

Čas (min)	Celkové zrychlení – levá noha			Celkové zrychlení – pravá noha		
	Průměr	s	s (%)	Průměr	s	s (%)
29	1,007	0,210	21	1,020	0,213	21

Podobně, jako při první terapii, i nyní můžeme pozorovat, že směrové zrychlení se v průměru terapie výrazně mění v 1.–11. minutě (obrázek č. 11), zatímco velikost celkového zrychlení v průměru zůstává neměnná. Tento jev naznačuje (stejně jako při první terapii prvního sezení), že v tomto časovém intervalu docházelo k pomalému otáčení DKK. Toto otáčení ale pravděpodobně bylo způsobeno delším intervalem usazení DKK v popruzích. Tedy nemůžeme usuzovat, že se jednalo o motorickou odpověď CNS.

Na podrobnější analýzu jsme tentokrát vybrali 7. minutu terapie. I když to není minuta, ve které jsou největší odchylky od průměrné hodnoty (viz tabulka č. 4), dochází během ní k výrazné změně v směrových zrychleních (viz obrázek č. 11). Průměrná velikost celkového zrychlení během jednotlivých sekund 7. minuty je znázorněna na grafech na obrázku č. 12 (přesné hodnoty jsou uvedeny v Příloze, tabulky č. 13 a 15). I v případě tohoto sezení je vidět, že končetiny se chovají značně odlišně oproti klidovému stavu. Na základě výsledků Studentova t-testu (tabulka č. 5) můžeme pro levou nohu na hladině významnosti 0,05 zamítnout hypotézu o rovnosti středních hodnot velikosti celkového zrychlení v klidovém stavu a během analyzované 7. minuty terapie. Studentovým t-testem se nám ale nepodařilo hypotézu vyvrátit pro pravou nohu.

Rovněž jako v první terapii prvního sezení, i nyní jsou křivky velikosti celkového zrychlení na pravé i levé noze velmi podobné (obrázek č. 12).

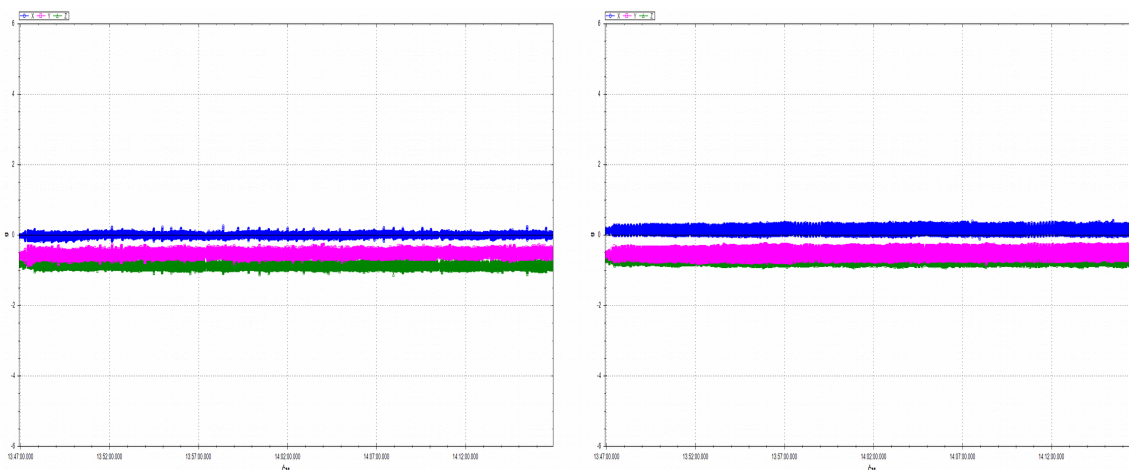


Obrázek 12: Průměrná velikost celkového zrychlení v klidovém stavu (růžová) a v 7. minutě terapie (modrá).

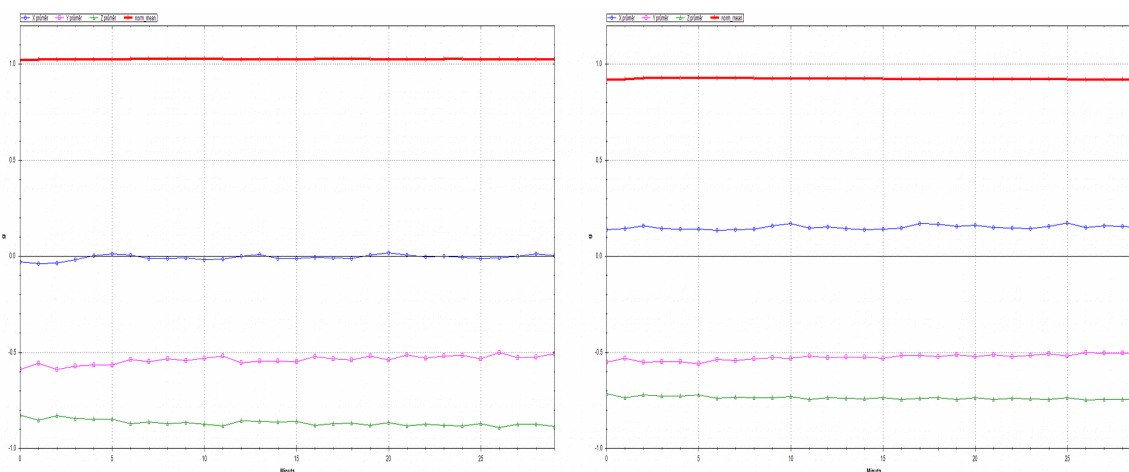
Tabulka 5: Výsledek testování hypotézy o rovnosti středních hodnot.

	Levá noha		Pravá noha	
	T	p-hodnota	T	p-hodnota
Studentův T-test	-4,29	$6,67 \cdot 10^{-5}$	-1,14	0,26

3.5.4. 2. sezení, 1. terapie 11. 5. 2018, 13:46:55 – 14:16:55



Obrázek 13: Hodnoty akcelerometru v jednotlivých směrech X (modrá), Y (růžová), Z (zelená). Velikosti směrových zrychlení jsou relativně vzhledem k 1 g. Levá noha - levý graf, pravá noha - pravý graf.



Obrázek 14: Průměrné hodnoty zrychlení v jednotlivých směrech (X - modrá, Y - růžová, Z - zelená) a průměrná velikost celkového zrychlení (červená) v jednotlivých minutách terapie. Hodnoty zrychlení jsou relativně vzhledem k 1 g. Levá noha - levý graf, pravá noha - pravý graf.

Před zahájením terapie pacienta nebylo možné nastavit do centrovaného postavení, zvýšená spasticita v základní poloze a mimovolné pohyby. Pozorujeme vnitřní rotaci kyčelních a kolenních kloubů, inverzi chodidel.

Tato terapie z hlediska analýzy pohybu působí nejjednodušeji. Její průběh je velmi podobný průběhu v klidovém stavu. Grafy naměřených dat z akcelerometrů (obrázek č. 13) ukazují, že velikosti směrových zrychlení se nijak výrazně neměnily během celého trvání terapie. Rovněž, spočítány průměrné hodnoty směrových zrychlení a průměrná velikost celkového zrychlení v jednotlivých minutách se od sebe příliš neliší (obrázek č. 14, tabulka č. 6). Jejich průběh je v konstantní. Směrodatné odchylky jsou rovněž nízké, pro levou nohu nepřekročí hranici 4 % průměrné hodnoty a pro pravou nohu nepřekročí hranici 8 %. Nepozorujeme žádné motorické odpovědi.

Tabulka 6: Střední hodnota, směrodatná odchylka a procentuální směrodatná odchylka vzhledem k střední hodnotě. Velikost zrychlení je relativní vzhledem k 1 g.

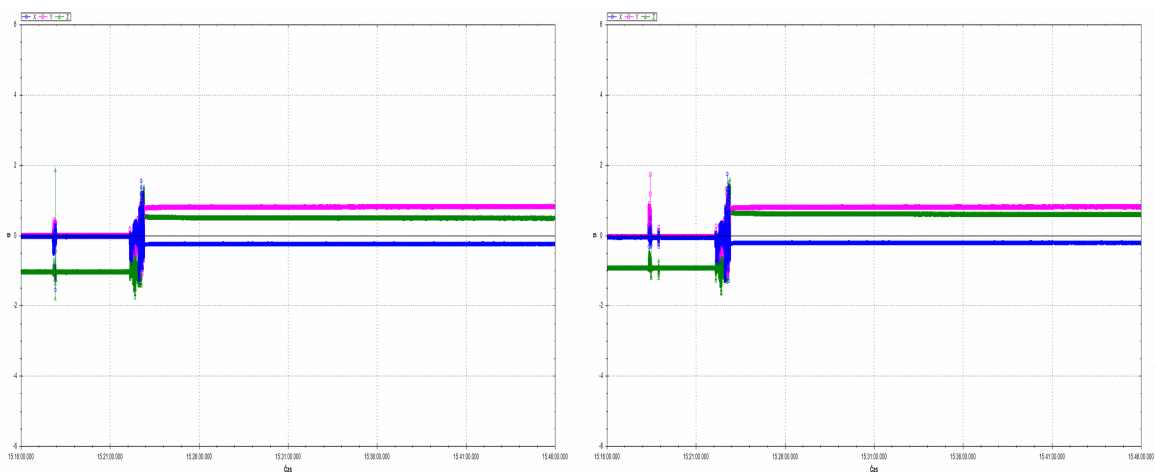
Čas (min)	Celkové zrychlení – levá noha			Celkové zrychlení – pravá noha		
	Průměr	s	s (%)	Průměr	s	s (%)
0	1,020	0,030	3	0,920	0,040	4
1	1,024	0,036	3	0,921	0,052	6
2	1,023	0,038	4	0,926	0,063	7
3	1,024	0,038	4	0,927	0,060	6
4	1,023	0,035	3	0,927	0,058	6
5	1,023	0,032	3	0,928	0,057	6
6	1,025	0,035	3	0,926	0,065	7
7	1,025	0,031	3	0,926	0,062	7
8	1,026	0,032	3	0,926	0,070	8
9	1,025	0,038	4	0,924	0,074	8
10	1,025	0,028	3	0,924	0,067	7
11	1,026	0,033	3	0,922	0,064	7
12	1,024	0,035	3	0,923	0,063	7
13	1,024	0,034	3	0,923	0,064	7
14	1,025	0,036	3	0,923	0,068	7
15	1,024	0,031	3	0,923	0,065	7
16	1,025	0,032	3	0,921	0,069	8
17	1,025	0,030	3	0,921	0,069	8
18	1,025	0,030	3	0,921	0,070	8
19	1,025	0,030	3	0,920	0,066	7
20	1,023	0,027	3	0,921	0,065	7
21	1,025	0,033	3	0,920	0,067	7
22	1,024	0,027	3	0,921	0,069	8
23	1,025	0,026	3	0,920	0,062	7

Čas (min)	Celkové zrychlení – levá noha			Celkové zrychlení – pravá noha		
	Průměr	s	s (%)	Průměr	s	s (%)
24	1,025	0,029	3	0,919	0,062	7
25	1,024	0,026	3	0,920	0,064	7
26	1,026	0,027	3	0,918	0,060	7
27	1,024	0,026	3	0,918	0,060	7
28	1,024	0,029	3	0,919	0,058	6
29	1,025	0,030	3	0,918	0,061	7

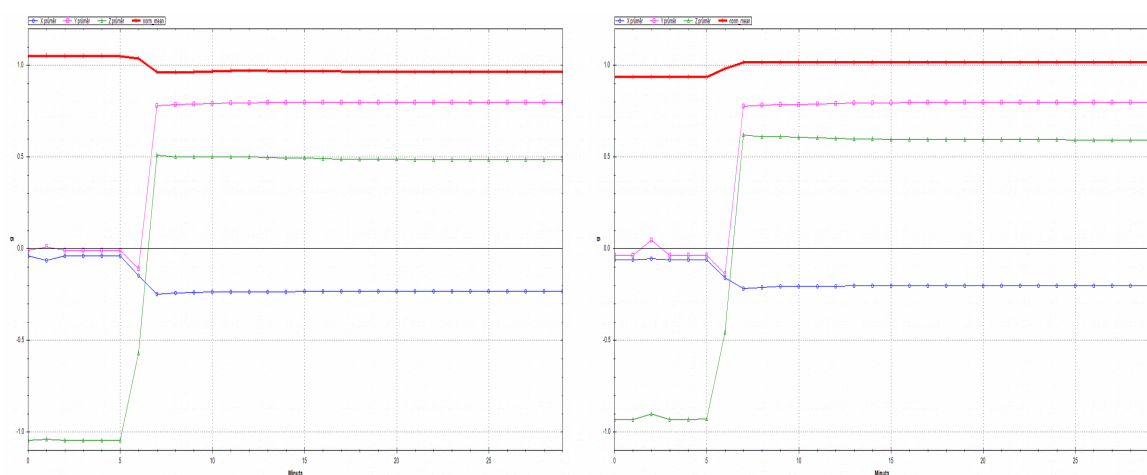
Jediným zajímavým pozorováním je, že velikost celkového zrychlení pro pravou nohu se pohybuje kolem 0,92 g během celé terapie. To odpovídá velmi pozvolnému klesání. Celkově ale data z této terapie nenaznačují žádnou motorickou odpověď mozku.

V této terapii jsme neobjevili žádný význačný časový úsek, proto jsme se rozhodli neprovádět analýzu velikosti celkového zrychlení končetin po sekundách jako to bylo v případě předchozích 2 terapií.

3.5.5. 2. sezení, 2. terapie 11. 5. 2018, 15:16:00 – 15:46:00



Obrázek 15: Hodnoty akcelerometru v jednotlivých směrech X (modrá), Y (růžová), Z (zelená). Velikosti směrových zrychlení jsou relativně vzhledem k 1 g. Levá noha - levý graf, pravá noha - pravý graf.



Obrázek 16: Průměrné hodnoty zrychlení v jednotlivých směrech (X - modrá, Y - růžová, Z - zelená) a průměrná velikost celkového zrychlení (červená) v jednotlivých minutách terapie. Hodnoty zrychlení jsou relativně vzhledem k 1 g. Levá noha - levý graf, pravá noha - pravý graf.

Podobně jako při první terapii průběh směrových zrychlení na pravé a levé noze jsou si velmi podobné (obrázek č. 15). Podle dat z akcelerometrů poslední analyzovaná terapie má velmi klidný průběh s výjimkou 6. minuty. Malé výkyvy se objevují ještě v 1. minutě na levé noze a ve 2. minutě na pravé noze. Když uvážíme fakt, že v ostatních minutách jsou směrové zrychlení téměř konstantní, je dost možné, že tyto výkyvy nejsou

důsledkem usazení nohou v závěsech. Naopak, mohou odpovídat mírnému pohybu DKK, což by odpovídalo motorické odpovědi mozku.

Z grafů průměrných hodnot zrychlení (obrázek č. 16) vidíme, že velikost celkového zrychlení se v průměru opět pohybuje blízko hodnoty 1 g. Směrodatné odchylky jsou v jednotlivých minutových intervalech velmi nízké - maximálně 1 % (tabulka č. 7).

Tabulka 7: Střední hodnota, směrodatní odchylka a směrodatní odchylka v procentech vzhledem k střední hodnotě. Velikost zrychlení je relativní vzhledem k 1 g.

Čas (min)	Celkové zrychlení – levá noha			Celkové zrychlení – pravá noha		
	Průměr	s	s (%)	Průměr	s	s (%)
0	1,050	0,000	0	0,940	0,010	1
1	1,050	0,031	3	0,935	0,008	1
2	1,048	0,003	0	0,936	0,026	3
3	1,048	0,003	0	0,935	0,007	1
4	1,048	0,003	0	0,934	0,008	1
5	1,048	0,003	0	0,934	0,008	1
6	1,035	0,136	13	0,981	0,139	14
7	0,962	0,005	1	1,016	0,005	1
8	0,960	0,005	0	1,013	0,003	0
9	0,962	0,007	1	1,013	0,004	0
10	0,965	0,007	1	1,014	0,006	1
11	0,967	0,006	1	1,014	0,008	1
12	0,968	0,005	1	1,014	0,008	1
13	0,967	0,005	0	1,014	0,007	1
14	0,966	0,004	0	1,014	0,006	1
15	0,966	0,004	0	1,014	0,005	0
16	0,965	0,004	0	1,014	0,004	0
17	0,964	0,004	0	1,014	0,003	0
18	0,963	0,003	0	1,014	0,002	0
19	0,963	0,003	0	1,014	0,002	0
20	0,962	0,003	0	1,014	0,002	0
21	0,962	0,002	0	1,014	0,001	0
22	0,962	0,002	0	1,014	0,002	0
23	0,962	0,002	0	1,014	0,002	0
24	0,962	0,002	0	1,014	0,002	0
25	0,962	0,002	0	1,014	0,003	0
26	0,962	0,003	0	1,013	0,003	0
27	0,962	0,003	0	1,013	0,003	0

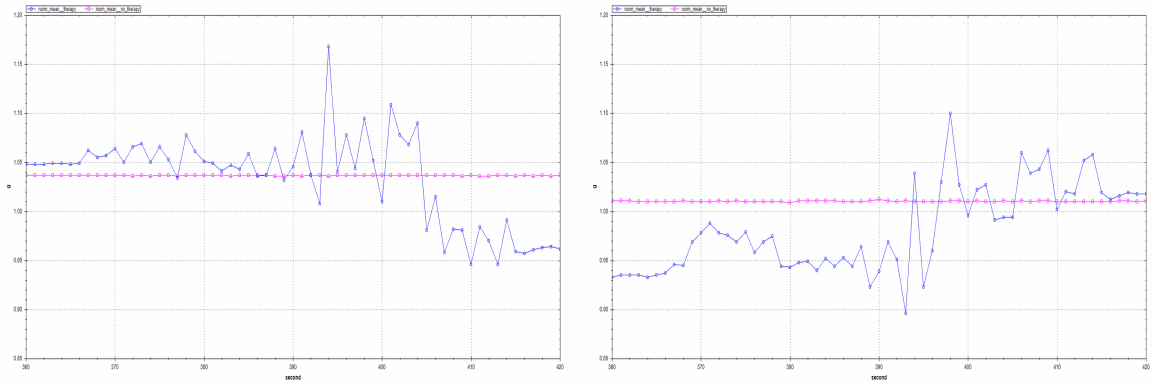
Čas (min)	Celkové zrychlení – levá noha			Celkové zrychlení – pravá noha		
	Průměr	s	s (%)	Průměr	s	s (%)
28	0,962	0,003	0	1,013	0,004	0
29	0,962	0,003	0	1,013	0,004	0

Jednou výjimkou je 1. minuta pro levou nohu, 2. minuta pro pravou nohu, kde je směrodatná odchylka 3 %. Další a nejvýraznější výjimkou je 6. minuta (pro obě nohy), kde je směrodatná odchylka 13 %, resp. 14 %. V 6. minutě dochází rovněž k výrazným změnám v hodnotách směrových zrychlení X, Y, Z, zatímco velikost celkového zrychlení se změnila jen minimálně. Stejně jako v terapii č. 1 a č. 2, tento jev odpovídá mírnému natočení DKK (otáčením nohy se zároveň mění natočení akcelerometru a tím se mění i rozložení celkového zrychlení do směrů X, Y, Z).

Na podrobnou analýzu a srovnávání s klidovým stavem jsme si vybrali 6. minutu, protože v této minutě dochází k výrazné změně směrových zrychlení. Při pohledu na grafy průměrných velikostí celkového zrychlení (obrázek č. 17) je zřejmé, že obě končetiny během zkoumané minuty terapie nebyly v klidu. Studentovym t-testem (výsledky v tabulce č. 8) jsme na hladině významnosti 0,05 zamítli hypotézu o rovnosti středních hodnot obou výběrů pro pravou nohu. Pro levou nohu tuto hypotézu zamítnout nemůžeme. Jinak řečeno, velikost celkového zrychlení v námi analyzované minutě je statisticky významně odlišná od velikosti celkového zrychlení v klidovém stavu pro pravou nohu. Z toho vyplývá, že pravá noha se v této minutě chovala statisticky významně odlišně jako v klidovém stavu. Podobnost křivek velikostí celkového zrychlení na pravé a levé noze pozorována při prvním sezení v první i druhé terapii se v tomto případě neopakovala.

Table 8: Výsledek testování hypotézy o rovnosti středních hodnot.

	Levá noha		Pravá noha	
	T	p-hodnota	T	p-hodnota
Studentův T-test	-0,44	0,66	-5,09	$3,86 \cdot 10^{-6}$



Obrázek 17: Průměrná velikost celkového zrychlení v klidovém stavu (růžová) a v 6. minutě terapie (modrá).

4. DISKUZE

Bylo prokázáno, že včasná mobilizace, jakožto součást včasné rehabilitace zlepšuje celkový stav kriticky nemocného pacienta a je tedy nepostradatelnou součástí péče na jednotkách intenzivní medicíny (Gassner et al., 2015). Tato oddělení mají svá technická omezení, jako například trvalé monitorování životních funkcí pacienta, které je spojeno s omezenou možností pohybu pacienta. Metody včasné mobilizace dosud nemají stanovené normy pro práci ve stížených podmínkách na jednotkách intenzivní medicíny a jsou tedy často opomíjené i v rozvinutých zemích. Jednou z možností usnadnění zavedení včasné mobilizace na jednotkách intenzivní péče je využití přístrojové fyzioterapie tak, kde provedení konvenční fyzioterapie není možné. Přístrojová fyzioterapie umožňuje zlepšit okolní podmínky pro včasnou mobilizaci, což pacientovi umožňuje včasnou terapii, která by za podmínek standardní fyzioterapie nebyla možná (Stiller 2013).

Cílem praktické části bylo zkoumat pohybovou aktivitu dolních končetin během terapie pomocí dat z akcelerometrů a zjistit zda během terapie dochází k významné pohybové aktivitě ve srovnání s klidovým stavem u pacienta v komatózním stavu. Vibrace vyvolají odpověď pouze v případě, že pacient je schopný je vnímat. Nevíme jak vnímá pacient v kómatu, ale podle Lippert-Grüner (2005) existuje takzvaná „koma stimulace“, která různými přístupy jako například magnetické, senzorické nebo bazální stimulace, dokáže ovlivnit stav vědomí. Usuzujeme, že Vibramoov® by mohl mít pozitivní vedlejší účinek na stav vědomí, i když se jeho primární využití v neurorehabilitaci se používá na jiné účely. Předpokládáme, že přístrojem generované vibrace umožní zachovat senzomotorické interakce a aktivovat adaptační a plastické procesy v centrálním nervovém systému.

Pacient podstoupil dvakrát po sobě jdoucí terapie trvající 30 minut s hodinovou přestávkou. V první, druhé a čtvrté terapii podle výsledku z naměřených dat usuzujeme, že docházelo ke stejnému pomalému natáčení dolních končetin.

Snažili jsme se rozeznat, zda šlo o pohyby způsobené zemskou tíží nebo byla vyvolána motorická odpověď. Usuzovali jsme, že když docházelo k otáčivému pohybu končetin na začátku terapie, mohl to být následek gravitace, zatímco když se otáčivý pohyb ukázal v průběhu terapie opakovaně, pravděpodobně o vliv gravitace nešlo.

Zajímavá byla také terapie třetí, kdy měl pacient již před začátkem sezení zvýšenou spasticitu a nebylo možné ho nastavit do centrované polohy, ze které by CNS dostával kvalitativní vstupy jako základ pro kvalitní motorickou odpověď. V první terapii, se jako v jediné neprokázal ani začáteční pohyb, podle nás, charakteristický pro usazení DKK, což mohlo být způsobeno právě zmíněnou spasticitou. V průběhu celé terapie nebyl zaznamenán ani další jiný otáčivý pohyb a odchylky byly také malé. V druhé terapii tohoto sezení nastal další fenomén, který by mohl nasvědčovat nekvalitnímu vstupu, který dále spasticitu podporoval a to ten, že dolní končetiny v závěsu změnili výchozí postavení. To mohlo nasvědčovat tomu, že spasticita nedovolila volnému pohybu.

Statistickým testováním hypotéz jsme ukázali, že pohyb končetin během 1., 2. a 4. terapie se statisticky významně liší od klidového stavu. I když jsme akcelerometry pozorovali během terapie pohyby, nedává nám to informaci o původu těchto pohybů. Zdrojem pohybu mohlo být usazování dolních končetin v závěsném aparátu, spasticita, mimovolní pohyby nebo motorická odpověď. Je možné, že akcelerometrie není dostatečná metoda. Navrhujeme proto provést další měření, při kterém by byly použity kromě akcelerometrů i gyroskopy. Pomocí gyroskopů bychom mohli určit aktuální natočení akcelerometrů, co by nám pomohlo při výpočtu trajektorie pohybu. Následnou analýzou trajektorie pohybu bychom mohli vyloučit některé zdroje pohybu například usazování dolních končetin v závěsném aparátu.

5. ZÁVĚR

Terapie pomocí přístroje Vibramoov® vyvolala vícekrát u sledovaného pacienta motorické odpovědi DKK. Tyto pohyby byly zaznamenány akcelerometry a potvrzené Studentovým t-testem.

Z naměřených údajů však nejsme schopni interpretovat, zda šlo o cílený motorický vzor. Pacient terapii toleroval dobře, ale jelikož byl v komatu, nevěděli jsme do jaké míry jsou stimuly účinné. Navrhujeme proto vytvořit návaznou studii, ve které bychom zkoumali pohyby pacienta i pomocí dalších přístrojů.

V případech, kdy byla u pacienta již před zahájením terapie přítomna spasticita nebyla pozorována žádná motorická odezva. To nasvědčuje poznatku, že centrovaná pozice před zahájením terapie je nenahraditelnou součástí úspěšné aktivace motorických vzorů.

6. Seznam literatury

Adler J, Malone D. 2012. Early mobilization in the intensive care unit: a systematic review. *Cardiopulmonary physical therapy journal* 23: 5-13 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3286494/>

Anděl J. 2007 *Základy matematické statistiky. 2., opr. vyd.* Praha: Matfyzpress. ISBN 80-7378-001-1.

Bensmaia SJ, Leung YY, Hsiao SS, Johnson KO. 2005. Vibratory adaptation of cutaneous mechanoreceptive afferents. *Journal of neurophysiology* 94: 3023-36 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1994926/>

Cakmak A, Ince DI, Saglam M, Savci S, Yagli NV, et al. 2019. Physiotherapy and Rehabilitation Implementation in Intensive Care Units: A Survey Study. *Turkish thoracic journal* 20: 114-19 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30958983>

Cameron S, Ball I, Cepinskas G, Choong K, Doherty TJ, et al. 2015. Early mobilization in the critical care unit: A review of adult and pediatric literature. *Journal of critical care* 30: 664-72 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883944115001410>

Castro-Avila AC, Seron P, Fan E, Gaete M, Mickan S. 2015. Effect of Early Rehabilitation during Intensive Care Unit Stay on Functional Status: Systematic Review and Meta-Analysis. *PloS one* 10: e0130722 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0130722>

Čápková J. *Od posturální ontogeneze k terapeutickému konceptu.* 2016. Ostrava: Repronis. ISBN 978-80-7329-418-2.

Dietrich W. 2012 Critical Illnes polyneuropathy and myopathy. In: *DIVI*. Berlin: German Interdisciplinary Association for Intensive Care and Emergency Meicine eV, 2/2012-. ISSN 2190-801X [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <http://www.online-divi.de/default.asp?pagekey=artikelwissenschaft&id=361>

Gassner B, Schönherr GS, Kircher S. 2015. Akut- und Frührehabilitation in der Intensivmedizin In *Die Intensivmedizin*, ed. G Marx, E Muhl, K Zacharowski, pp. 1-23. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg

Geier MT. 2010. Was ist Physiotherapie in der Intensivmedizin? *Intensivmedizin und Notfallmedizin* [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s00390-009-0126-0.pdf>

Hodgson CL, Stiller K, Needham DM, Tipping CJ, Harrold M, et al. 2014. Expert consensus and recommendations on safety criteria for active mobilization of mechanically ventilated critically ill adults. *Critical care* 18: 658 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://ccforum.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13054-014-0658-y>

- Investigators TS, Hodgson C, Bellomo R, Berney S, Bailey M, et al. 2015. Early mobilization and recovery in mechanically ventilated patients in the ICU: a bi-national, multi-centre, prospective cohort study. *Critical care* 19: 81 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4342087/>
- Jolley SE, Bunnell AE, Hough CL. 2016. ICU-Acquired Weakness. *Chest* 150: 1129-40 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5103015/>
- de Jonghe B, Lacherade JC, Sharshar T, Outin H. 2009. Intensive care unit-acquired weakness: risk factors and prevention. *Critical care medicine* 37: S309-15 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://oce.ovid.com/article/00003246-200910001-00004/HTML>
- Judemann K, Lunz D, Zausig YA, Graf BM, Zink W. 2011. [Intensive care unit-acquired weakness in the critically ill : critical illness polyneuropathy and critical illness myopathy]. *Der Anaesthetist* 60: 887-901 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00101-011-1951-7>
- Kelly FE, Fong K, Hirsch N, Nolan JP. 2014. Intensive care medicine is 60 years old: the history and future of the intensive care unit. *Clinical medicine* 14: 376-9 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4952830/>
- Kolář, P. 2019 *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- Králíček P. 2011. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3 vydání. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-618-2.
- Kramer CL. 2017. Intensive Care Unit-Acquired Weakness. *Neurologic clinics* 35: 723-36 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28962810>
- Layne CS et al. 2019. The effects of muscle vibration on gait control: a review. *Somatosensory & Motor Research* [online]. pp 1-11 [cit. 2019-08-20]. DOI: 10.1080/08990220.2019.1652585. ISSN 0899-0220. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/08990220.2019.1652585>
- Lee SM, Moore AD, Everett ME, Stenger MB, Platts SH. 2010. Aerobic exercise deconditioning and countermeasures during bed rest. *Aviation, space, and environmental medicine* 81: 52-63 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20058738>
- Lee SM, Schneider SM, Feiveson AH, Macias BR, Smith SM, et al. 2014. WISE-2005: Countermeasures to prevent muscle deconditioning during bed rest in women. *Journal of applied physiology* 116: 654-67 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/af1f/8248166387218cdf2589d5eb66f5a25a1984.pdf>
- Leung YY, Bensmaia SJ, Hsiao SS, Johnson KO. 2005. Time-course of vibratory adaptation and recovery in cutaneous mechanoreceptive afferents. *Journal of neurophysiology* 94: 3037-45 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16222071>

- Lippert-Grüner, M. 2005. *Neurorehabilitace*. Praha: Galén. ISBN 80-7262-317-6.
- Lorenz K.Z. The Centrally Coordinated Movement or Fixed Motor Pattern. 1981. In: *The Foundations of Ethology*. Vienna: Springer
- Merdinal, C et al. 2018. Comparison of exercise intensity during four early rehabilitation techniques in sedated and ventilated patients in ICU: a randomised cross-over trial. *Critical Care* [online]. **22**(1) [cit. 2019-08-20]. DOI: 10.1186/s13054-018-2030-0. ISSN 1364-8535. Dostupné z: <https://ccforum.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13054-018-2030-0>
- Murillo N, Valls-Sole J, Vidal J, Opisso E, Medina J, Kumru H. 2014. Focal vibration in neurorehabilitation. *European journal of physical and rehabilitation medicine* 50: 231-42 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://www.minervamedica.it/en/journals/europa-medicophisica/article.php?cod=R33Y2014N02A0231>
- Needham DM, Truong AD, Fan E. 2009. Technology to enhance physical rehabilitation of critically ill patients. *Critical care medicine* 37: S436-41 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://oc.e.ovid.com/article/00003246-200910001-00021/HTML>
- Nessizius S. 2014. [Physiotherapy in intensive care medicine]. *Medizinische Klinik, Intensivmedizin und Notfallmedizin* 109: 547-54 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00063-014-0399-3>
- Nydahl P, Dubb R, Filipovic S, Hermes C, Juttner F, et al. 2017. [Algorithms for early mobilization in intensive care units]. *Medizinische Klinik, Intensivmedizin und Notfallmedizin* 112: 156-62 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00063-015-0073-4>
- Orth H. *Das kind in der Vojta-therapie – Praxisbegleiter für Eltern und Therapeuten*. 2017. München: Urban und Fischer. ISBN 9783437469428
- Řasová K. *Fyzioterapie u neurologicky nemocných*. 2007. Praha: CEROS. ISBN 978-80-239-9300-4
- Smith L, Brouwer B. 2005. Effectiveness of muscle vibration in modulating corticospinal excitability. *Journal of rehabilitation research and development* 42: 787-94 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/05/42/6/pdf/Smith.pdf>
- Solomons CD, Shanmugasundaram V. 2019. A review of transcranial electrical stimulation methods in stroke rehabilitation. *Neurology India* 67: 417-23 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <http://www.neurologyindia.com/article.asp?issn=0028-3886;year=2019;volume=67;issue=2;spage=417;epage=423;aulast=Solomons>
- Stiller K. 2013. Physiotherapy in intensive care: an updated systematic review. *Chest* 144: 825-47 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.1080/09593980390246751?needAccess=true>
- Thomas AJ. 2009. Exercise intervention in the critical care unit – what is the evidence? *Physical Therapy Reviews* 14: 50-59 [online] [cit. 15. 8. 2019] Dostupné z:

<https://search.pedro.org.au/search-results/record-detail/24827>

Trojan S. 2005 Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka. 3. vydání. Praha: Grada. ISBN 80-247-1296-2.

UNIFY ČR. FYZIO/9 – Kriticky nemocný pacient (KN). Praha 6: nakladatelství Verlag Dashöfer, 1.6.2016.

Vebrová J, Krajíček T. 2006. Slovník cizích slov. Praha: Plot. ISBN 80-86523-77-2.

Zadák Z, Havel E. 2017. Intenzivní medicína na principech vnitřního lékařství. 2., doplněné a přepracované vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0282-2.

Zvára K, Štěpán J. 2006. *Pravděpodobnost a matematická statistika*. Praha: MATFYZPRESS. ISBN 80-85863-93-6

7. Přílohy

Tabulka 9: Charakteristiky pacienta při terapii ze dne 10. 5. 2018, 13:45:00 (GCS – Glasgow coma scale, ST – systolický tlak, DT – diastolický tlak, TF – tepová frekvence, SAT O2 – saturace kyslíkem, DF – dechová frekvence, PPV % - pulse pressure variation)

čas	nultá min	10. min	20. min	30. min	40. min
GCS	3	3	3	3	3
ST [mmHg]	169	171	165	165	171
DT [mmHg]	72	70	72	70	71
TF [min-1]	74	67	71	70	71
SAT [O2 %]	98	98	98	98	97
DF [min-1]	10	19	14	17	17
PPV [%]	1	0	0	0	0
Diu [ml.h-1]	100	0	0	0	0

Tabulka 10: Charakteristiky pacienta při terapii ze dne 10. 5. 2018, 15:15:00 (GCS – Glasgow coma scale, ST – systolický tlak, DT – diastolický tlak, TF – tepová frekvence, SAT O2 – saturace kyslíkem, DF – dechová frekvence, PPV % - pulse pressure variation)

čas	nultá min	10. min	20. min	30. min	40. min
GCS	3	3	3	3	3
ST [mmHg]	181	174	180	183	188
DT [mmHg]	83	74	78	80	78
TF [min-1]	71	72	70	75	72
SAT [O2 %]	97	98	98	98	97
DF [min-1]	19	15	-	15	13
PPV [%]	1	-	-	-	-
Diu [ml.h-1]	3	3	3	3	3

Tabulka 11: Charakteristiky pacienta při první terapii ze dne 11. 5. 2018, 13:46:55 (GCS – Glasgow coma scale, ST – systolický tlak, DT – diastolický tlak, TF – tepová frekvence, SAT O2 – saturace kyslíkem, DF – dechová frekvence, PPV % - pulse pressure variation)

čas	nultá min	10. min	20. min	30. min	40. min
GCS	4	4	4	4	4
ST [mmHg]	131	136	183	176	176
DT [mmHg]	93	113	79	74	75
TF [min ⁻¹]	68	70	66	71	70
SAT [O2 %]	98	100	99	99	96
DF [min ⁻¹]	19	19	19	20	18
PPV [%]	10	-	-	-	-
Diu [ml.h ⁻¹]	80	-	-	-	-

Tabulka 12: Charakteristiky pacienta při první terapii ze dne 11. 5. 2018, 15:16:00 (GCS – Glasgow coma scale, ST – systolický tlak, DT – diastolický tlak, TF – tepová frekvence, SAT O2 – saturace kyslíkem, DF – dechová frekvence, PPV % - pulse pressure variation)

čas	nultá min	10. min	20. min	30. min	40. min
GCS	4	4	4	4	4
ST [mmHg]	170	177	181	183	180
DT [mmHg]	72	74	76	78	76
TF [min ⁻¹]	69	71	69	68	69
SAT [O2 %]	98	96	95	97	98
DF [min ⁻¹]	20	21	22	22	24
PPV [%]	1	-	-	-	-
Diu [ml.h ⁻¹]	-	-	-	-	-



Obrázek 18: Aplikátor Vibramoov®



Obrázek 19: Aplikátor Vibramoov® v akci

Tabulka 13: Klidový stav 10. 5. 2018, 14:40:00: Průměrná velikost celkového zrychlení v jednotlivých sekundách relativně vzhledem k 1 g

Čas (s)	Průměr		Čas (s)	Průměr		Čas (s)	Průměr	
	Levá noha	Pravá noha		Levá noha	Pravá noha		Levá noha	Pravá noha
1	1,037	1,011	21	1,037	1,009	41	1,037	1,010
2	1,037	1,011	22	1,037	1,011	42	1,037	1,011
3	1,037	1,011	23	1,037	1,011	43	1,037	1,010

Čas (s)	Průměr		Čas (s)	Průměr		Čas (s)	Průměr	
	Levá noha	Pravá noha		Levá noha	Pravá noha		Levá noha	Pravá noha
4	1,037	1,010	24	1,036	1,011	44	1,037	1,010
5	1,037	1,010	25	1,037	1,011	45	1,037	1,011
6	1,037	1,010	26	1,037	1,011	46	1,037	1,010
7	1,037	1,010	27	1,037	1,010	47	1,037	1,011
8	1,037	1,010	28	1,037	1,010	48	1,037	1,010
9	1,037	1,011	29	1,036	1,010	49	1,037	1,011
10	1,037	1,010	30	1,036	1,011	50	1,036	1,011
11	1,037	1,010	31	1,037	1,012	51	1,037	1,010
12	1,037	1,010	32	1,036	1,011	52	1,036	1,010
13	1,036	1,011	33	1,037	1,010	53	1,036	1,010
14	1,037	1,010	34	1,037	1,011	54	1,037	1,010
15	1,036	1,011	35	1,036	1,010	55	1,037	1,010
16	1,037	1,010	36	1,037	1,010	56	1,036	1,010
17	1,037	1,010	37	1,037	1,010	57	1,037	1,010
18	1,036	1,010	38	1,037	1,010	58	1,036	1,011
19	1,037	1,010	39	1,037	1,011	59	1,037	1,011
20	1,037	1,010	40	1,037	1,011	60	1,036	1,010

Tabulka 14: 1. sezení 1. terapie, 17. minuta: Průměrná velikost celkového zrychlení v jednotlivých sekundách relativně vzhledem k 1 g

Čas (s)	Průměr		Čas (s)	Průměr		Čas (s)	Průměr	
	Levá noha	Pravá noha		Levá noha	Pravá noha		Levá noha	Pravá noha
1020	0,964	0,910	1040	0,959	0,915	1060	1,089	1,065
1021	0,975	0,920	1041	0,964	0,918	1061	1,038	0,997
1022	0,969	0,915	1042	0,955	0,915	1062	1,033	1,003
1023	0,979	0,923	1043	0,962	0,922	1063	1,045	0,989
1024	0,980	0,924	1044	0,957	0,908	1064	1,022	0,951
1025	0,977	0,923	1045	0,977	0,920	1065	1,031	0,962
1026	0,975	0,921	1046	0,972	0,914	1066	1,039	0,974
1027	0,968	0,915	1047	0,989	0,928	1067	1,026	0,959
1028	0,956	0,904	1048	0,998	0,932	1068	1,026	0,960
1029	0,955	0,903	1049	1,022	0,965	1069	1,025	0,959
1030	0,955	0,905	1050	1,010	0,959	1070	1,023	0,957
1031	0,958	0,905	1051	1,031	0,967	1071	1,024	0,958

Čas (s)	Průměr		Čas (s)	Průměr		Čas (s)	Průměr	
	Levá noha	Pravá noha		Levá noha	Pravá noha		Levá noha	Pravá noha
1032	0,956	0,907	1052	1,072	1,018	1072	1,024	0,957
1033	0,958	0,906	1053	1,020	0,958	1073	1,024	0,958
1034	0,961	0,913	1054	1,068	1,009	1074	1,026	0,961
1035	0,965	0,919	1055	1,117	1,062	1075	1,027	0,961
1036	0,962	0,921	1056	0,975	0,935	1076	1,030	0,963
1037	0,960	0,913	1057	1,037	0,987	1077	1,029	0,962
1038	0,960	0,914	1058	1,029	0,989	1078	1,029	0,960
1039	0,953	0,908	1059	1,019	0,984	1079	1,026	0,960

Tabulka 15: 1. sezení 2. terapie, 7. minuta: Průměrná velikost celkového zrychlení v jednotlivých sekundách relativně vzhledem k 1 g

Čas (s)	Průměr		Čas (s)	Průměr		Čas (s)	Průměr	
	Levá noha	Pravá noha		Levá noha	Pravá noha		Levá noha	Pravá noha
420	0,952	0,941	440	1,047	1,034	460	1,014	0,998
421	1,070	1,058	441	1,016	1,001	461	1,015	0,997
422	1,080	1,092	442	1,018	1,003	462	1,014	0,997
423	1,104	1,109	443	1,010	0,998	463	1,014	0,997
424	1,093	1,060	444	1,019	1,004	464	1,014	0,996
425	1,035	1,033	445	1,017	1,006	465	1,012	0,997
426	1,016	0,982	446	1,009	0,987	466	1,014	0,997
427	0,995	0,998	447	1,014	0,993	467	1,013	1,000
428	1,080	1,059	448	1,016	0,992	468	1,014	1,000
429	1,012	0,980	449	1,011	0,994	469	1,015	1,001
430	1,015	1,011	450	1,013	0,997	470	1,016	1,002
431	1,061	1,055	451	1,018	1,005	471	1,015	1,001
432	1,040	1,019	452	1,017	1,003	472	1,016	1,002
433	0,975	0,965	453	1,016	1,006	473	1,017	1,004
434	1,084	1,064	454	1,014	1,003	474	1,018	1,000
435	0,977	0,960	455	1,012	0,999	475	1,010	1,000
436	1,061	1,053	456	1,010	0,995	476	1,013	1,010
437	1,001	0,976	457	1,015	0,996	477	0,937	0,892
438	1,058	1,046	458	1,011	0,993	478	1,025	1,009
439	0,992	0,974	459	1,017	1,000	479	1,021	1,005

Tabulka 16: 2. sezení 2. terapie, 6. minuta: Průměrná velikost celkového zrychlení v jednotlivých sekundách relativně vzhledem k 1 g

Čas (s)	Průměr		Čas (s)	Průměr		Čas (s)	Průměr	
	Levá noha	Pravá noha		Levá noha	Pravá noha		Levá noha	Pravá noha
360	1,048	0,933	380	1,051	0,943	400	1,010	0,996
361	1,048	0,935	381	1,049	0,948	401	1,109	1,022
362	1,048	0,935	382	1,041	0,949	402	1,078	1,027
363	1,049	0,935	383	1,047	0,940	403	1,068	0,991
364	1,049	0,933	384	1,043	0,952	404	1,090	0,994
365	1,048	0,935	385	1,059	0,944	405	0,981	0,994
366	1,049	0,937	386	1,036	0,953	406	1,015	1,060
367	1,062	0,946	387	1,037	0,944	407	0,958	1,039
368	1,055	0,945	388	1,064	0,964	408	0,982	1,043
369	1,057	0,969	389	1,032	0,923	409	0,981	1,062
370	1,064	0,978	390	1,046	0,939	410	0,946	1,002
371	1,050	0,988	391	1,081	0,969	411	0,984	1,020
372	1,066	0,978	392	1,037	0,951	412	0,970	1,018
373	1,069	0,976	393	1,008	0,896	413	0,946	1,052
374	1,050	0,969	394	1,168	1,039	414	0,991	1,058
375	1,066	0,979	395	1,040	0,923	415	0,959	1,019
376	1,053	0,958	396	1,078	0,960	416	0,957	1,012
377	1,034	0,969	397	1,044	1,030	417	0,961	1,016
378	1,078	0,975	398	1,095	1,100	418	0,963	1,019
379	1,061	0,944	399	1,052	1,027	419	0,964	1,018



ETICKÁ KOMISE
FAKULTNÍ NEMOCNICE KRÁLOVSKÉ VINOHRADY
MEDICAL FACULTY OF CHARLES UNIVERSITY

ROZHODNUTÍ
MULTICENTRICKÉ ETICKÉ KOMISE FAKULTNÍ NEMOCNICE
KRÁLOVSKÉ VINOHRADY

EK-VP/02/0/2018

NÁZEV PROJEKTU:

Sledování vlivu fyzioterapie s využitím vibračního přístroje Vibramoov u kriticky nemocných - pilotní studie

Hlavní řešitel ve FNKV: Doc. PhDr. Kamila Řasová, Ph.D.
Klinika rehabilitačního lékařství

Etická komise na svém zasedání dne **10. ledna 2018** projednala návrh vědeckého projektu doloženého následujícími dokumenty:

1. Žádost
2. Anotace projektu
3. Informovaný souhlas pacienta
4. Životopis
5. Souhlas přednostky kliniky

Na základě hlasování EK vydává

- Souhlasné stanovisko**
 Nesouhlasné stanovisko

Upozornění ke stanovisku EK FNKV:

- Hlavní řešitel je povinen ohlásit EK FNKV datum zahájení a ukončení projektu a zaslat závěrečnou zprávu.
- V případě, že z projektu vzejde publikace, je hlavní řešitel povinen publikaci dedikovat FNKV.