

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ VYBRANÝCH PROJEVŮ HRUBÉ MOTORIKY U PACIENTŮ
S NESPECIFICKÝMI BOLESTMI DOLNÍ ČÁSTI ZAD KINEZIOMETRICKY
A S POUŽITÍM SILOVÝCH PLOŠIN

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Jan Habara, fyzioterapie

Vedoucí práce: prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc.

Olomouc 2016

Jméno a příjmení: Bc. Jan Habara

Název diplomové práce: Hodnocení vybraných projevů hrubé motoriky u pacientů s nespecifickými bolestmi dolní části zad kineziometricky a s použitím silových plošin

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc.

Rok obhajoby diplomové práce: 2016

Abstrakt: V teoretické části diplomové práce je popsáno řízení pohybu a posturální stabilita lidského těla, dále jsou uvedeny mechanismy, jakými je ovlivňuje nocicepce, a které změny jsou charakteristické pro nespecifické bolesti dolní části zad, kde není známa přesná struktura ani příčina těchto bolestí zad. Jsou uvedeny metody hodnocení pohybu se zaměřením na třídímní analýzu u této diagnózy. Ve výzkumu je prováděn test předklonu trupu s výdrží a návratem do výchozí pozice. Kineziometr DTP-3 zaznamenává pohybové parametry probanda se snímačem na ventrální straně krku ve výšce vertebra prominens. Současně je měřeno působíště vektoru reakční síly na silových plošinách. Výsledky potvrzují, že skupina pacientů má změněné pohybové chování s výraznějšími odchylkami v medio-laterálním směru, než kontrolní skupina, která je schopna stabilněji reprodukovat pohybové vzory při některých opakujících se testech.

Klíčová slova: nespecifické bolesti dolní části zad, kineziometrie, silové plošiny, analýza pohybu

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci služeb knihovny.

First name and surname: Bc. Jan Habara

Title of the thesis: Assessment of selected manifestations of rough movements in patients with nonspecific pains of lower back using kinesiometer and force platforms

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc.

The year the thesis was defended: 2016

Abstract: The theoretical part of the bachelor's thesis describes the control of movement and the postural stability of human body. Further the mechanisms are given by which nociception affects them, and also which changes are characteristic of nonspecific pains of lower back where neither exact structure nor the cause of the back pains is known. The methods of movement assessment are given with focus on three-dimensional analysis applied in the diagnosis. In research, the trunk forward leaning - reposition test with dwell is performed. The kinesiometer DTP-3 records the movement parameters of the proband who has a sensor on the ventral neck part at the height of vertebra prominens. At the same time, the point of action of the vector of reactive force is measured on force platforms. The results confirm that the group of patients manifests modified movement behaviour with more pronounced deviations in mediolateral direction, as compared with the control group, which is able to reproduce movement patterns with greater stability in some of the repeated tests.

Key words: nonspecific pains of lower back, kinesiometry, force platforms, analysis of movement

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem magisterskou práci zpracoval samostatně pod vedením prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc., uvedl všechny použité literární, odborné zdroje a řídil se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. dubna 2016

.....

Děkuji vedoucímu práce prof. MUDr. Jaroslavovi Opavskému, CSc. za jeho čas a odbornou pomoc, které mi při zpracování magisterské práce poskytl. Dále děkuji za pomoc při měření na DTP-3 paní Haně Opavské a panu RNDr. Jakubovi Krejčímu Ph.D. Panu Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc se silovými plošinami Kistler. RNDr. Milanovi Elfmarkovi za statistické zpracování a všem probandům, kteří se zúčastnili tohoto experimentu.

OBSAH

1 ÚVOD.....	8
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	9
2.1 Nеспецифické bolesti dolní části zad.....	9
2.1.1 Charakteristické změny u nспецифických bolestí dolní části zad.....	9
2.2 Hrubá motorika.....	13
2.3 Řízení pohybu.....	13
2.3.1 Struktury nervového systému.....	15
2.3.2 Provedení pohybu.....	16
2.3.2.1 Strategie zajištění posturální stability.....	19
2.3.3 Teorie řízení pohybu.....	20
2.3.4 Změny řízení pohybu při bolesti.....	21
2.4 Metody hodnocení řízení pohybu u nспецифických bolestí dolní části zad.....	26
2.5 Metoda DTP-3 použitá k hodnocení pohybu.....	31
2.6 Další použité metody.....	35
2.6.1 Funcional reach test.....	35
2.6.2 Hodnocení posturální stability silovými plošinami.....	36
2.6.2.1 Posturální stabilita.....	37
2.6.2.2 Biomechanické parametry.....	38
3 CÍLE A HYPOTÉZY.....	39
4 METODIKA.....	40
4.1 Charakteristika souboru.....	40
4.1.1 Klinické vyšetření.....	41
4.3 Metodika výzkumu.....	41
4.3.1 Vybavení.....	42
4.3.2 Metody měření.....	43
5 METODY STATISTICKÉHO ZPRACOVÁNÍ.....	49
6 VÝSLEDKY.....	49
6.1 Výsledky celého souboru.....	49
6.1.1 Porovnání mezi skupinami.....	49
6.2 Výsledky zúženého souboru.....	52
6.2.1 Porovnání mezi skupinami.....	52

6.2.2 Porovnání mezi jednotlivými pokusy při měření na přístroji DTP-3	60
7 DISKUZE	61
7.1 Diskuze k výzkumnému souboru	61
7.2 Diskuze k výzkumné metodě	63
7.3 Diskuze k výsledkům výzkumu	64
7.4 Diskuze k hypotézám a výzkumným otázkám	66
8 ZÁVĚR	68
9 SOUHRN	69
10 SUMMARY	70
11 REFERENČNÍ SEZNAM	71
12 PŘÍLOHY	76

Seznam vybraných zkratek

NBDZ	nespecifické bolesti dolní části zad
3D	třídímenzionální
COP	působíště vektoru reakční síly
COG	průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze
CNS	centrální nervový systém
EMG	elektromyografie
K	kontrolní skupina
TPVN	test předklonu s výdrží a návratem do výchozí pozice
TPN	test předklonu a návratu do výchozí pozice

1 ÚVOD

Lidé s nespecifickými bolestmi dolní části zad (NBDZ) mají odlišné pohybové chování, které může spolu s bolestí hrát klíčovou roli u těchto pacientů. Tradičně je diagnóza bolesti dolní části zad stanovena a hodnocena na základě výsledků zobrazovacích metod, jako jsou rentgen, počítačová tomografie nebo magnetická rezonance. U pacientů se předpokládá změněná nebo bolestivá struktura na anatomickém podkladě, což může být nepřesné i u pokročilých zobrazovacích technik. Často pacienti s NBDZ nevykazují žádné strukturální změny a naopak asymptomatictí jedinci mohou vykazovat zřejmé patologie (Endean, Palmer, & Coggon, 2011).

Východiskem je NBDZ hodnotit na základě posouzení motorického chování při specifických motorických úkolech. To může být užitečné pro diagnostiku, nastavení terapie a k následnému hodnocení terapie. Ve studiích se často používají k hodnocení funkční testy páteře například Schoberova distance. Tato měření jsou jednoduchá a popisují funkční rozsah kloubů daných segmentů, ale nevypovídají o kvalitě pohybu. Stejně tak hodnoty maximální svalové síly nebo vytrvalosti svalů trupu nevypovídají o funkčním stavu jedince pro běžné denní aktivity. Pohybové chování lépe vystihují technologicky náročnější metody třídimenzionální (3D) analýzy pohybu, které mohou zaznamenat spojitosti mezi pohyby bederní páteře a bolestmi v této oblasti. Analýza může být prováděna v celém průběhu pohybu. Lze zachytit změny řízení pohybu ovlivněné bolestí, změnou propriorecepce a dalšími faktory měnícími pohybové chování u pacientů s bolestí dolní části zad (Mieritz et al., 2014).

V této práci budeme projevy pohybového chování zaznamenávat kineziometricky pomocí přístroje DTP-3. Kineziometr bude snímat pohyb bodu v úrovni vertebra prominens ventrálně na krční páteři, výstupem měření bude trajektorie a parametry pohybu soustavy souřadnic x, y, z. Souběžně budou silové plošiny snímat působíště vektoru reakční síly (centre of pressure – COP) jako ukazatel posturální stability, a jeho pohyb v antero-posteriorním a medio-laterálním směru. Podkladem pro hodnocení projevů motoriky bude kineziologické vyšetření a anamnestický dotazník zaměřený na údaje o bolesti.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Nespecifické bolesti dolní části zad

V diplomové práci jsou vybráni probandi s nespecifickou bolestí dolní části zad (NBDZ), jako jednoho z nejčastějších onemocnění pohybového aparátu. Název vychází z anglicky psané literatury a terminologicky je nejvíce vystihující (Opavský, 2011). U této skupiny pacientů nemusí být známa přesná příčina a ani není určena organická struktura těchto bolestí zad (O'Sullivan, 2005).

Pro orientaci a potřeby diagnostiky mezi bolestmi zad je můžeme rozdělit do tří základních skupin podle (van Tulder et al., 2006). Nespecifické bolesti zad (bez prokazatelné organické příčiny), kořenové bolesti zad (s přítomností kořenového dráždění) a bolesti zad se závažným postižením páteře (například nádory, traumata, zánětlivé procesy).

U NBDZ můžeme pozorovat „abnormální“ patologické nálezy anatomických struktur, ale stejně tak je můžeme pozorovat u zdravé populace. To vypovídá o nedostatečné korelaci s úrovní postižení a bolesti (O'Sullivan, 2005).

Nespecifické bolesti dolní části zad jsou komplikované svou rozmanitostí a individualitou. Problém může vzniknout v různých etážích organismu, které se navzájem ovlivňují. Podkladem mohou být muskulo-skeletální struktury, neurofyziologické a fyzikální zákonitosti s mírou vlivu psychologických a sociálních faktorů. Odhalení mechanismu problému, je zásadní pro diagnostiku i terapii (Dagenais, Galloway, & Roffey, 2014; Opavský, 2011; O'Sullivan, 2005).

2.1.1 Charakteristické změny u nespecifických bolestí dolní části zad

Studie Hodges et al., (2013) potvrdila, že u většiny jedinců s akutní bolestí zad docházelo k adaptaci svalů trupu. Způsobem, který zvyšuje stabilitu páteře v souladu s její ochranou. Avšak Tato adaptace svalové činnosti je zachována při všech pohybech a je specifická pro každého jednotlivce.

Přerozdělení činnosti mezi svaly trupu mění kinematiku a mechanické vlastnosti páteře. Studie Lamothe et al. (2002) sledovala u pacientů s bolestí v dolní části zad oproti kontrolní skupině změny v pohybech páteře při chůzi. Vázla rotace trupu v koordinaci mezi pánví a hrudníkem a pohyb byl prováděn více en bloc. Tato informace je významná pro klinické vyšetření, kdy je potřeba se na páteř dívat jako na celek a nevyšetřovat pouze jednotlivé segmenty.

V tělesných systémech s velkou redundancí pohybu bylo pozorováno prostorové přerozdělení a změny aktivity mezi svaly. Jedním z těchto tělesných systémů jsou například svaly trupu. Ty jsou důležité k posturálnímu zajištění před fázickým pohybem. Ve studii Hodges, Moseley, Gabrielsson, & Gandevia (2003) bylo sledováno zpoždění nebo snížená aktivita musculus transversus abdominis a současné zvýšení aktivity jiných břišních a zádočných svalů u lidí s chronickou bolestí dolní části zad. Tato abnormální aktivita transversus abdominis narušuje stabilitu páteře a je změněno pohybové chování v širším smyslu, včetně změn v plánování pohybu.

Zvýšené napětí trupového svalstva u probandů s NBDZ má vliv na prodloužení doby posturální reakce. Zároveň byl zjištěn větší rozptyl COP. Menší tlumení nárazů při pomalé posturální reakci může mít za následek poškození pasivních struktur páteře a musí být opět kompenzováno zvýšeným napětím svalů, aby primárně zabránily probíhajícímu podráždění citlivých struktur a nedocházelo k centrální senzitivizaci. Následkem může být snížená kvalita fázických pohybů končetin vycházejících ze špatného posturálního zajištění (Hodges, Hoorn, Dawson, & Cholewick, 2009; Hodges & Tucker, 2011).

Studie Marras, Ferguson, Burr, Davis, & Gupta (2004) sledovala, při testování ve stoje aktivitu svalů trupu pomocí EMG, rozsah pohybu a jeho charakter v úseku L5-S1 a sílu působící do podložky na silových plošinách. Porovnávali skupinu NBDZ s asymptomatickou, při zátěžovém testování ve frontální i sagitální rovině. Výsledkem byla větší komprese a působení smykové síly na páteř, to bylo více ovlivněno výchozí pozicí zatěžujícího tělesa než jeho hmotností. Studie udávala dokonce větší zatížení při zvedání ve směru hodinových ručiček oproti zvedání proti směru hodinových ručiček. Rozdílné zatížení v oblasti páteře autoři spojovali s rozdíly koaktivace svalů trupu pro potřeby posturálního zajištění. Výše zmíněné hodnoty byly významné pro skupinu NBDZ oproti kontrolní. Následkem mohou být mechanické a fyziologické změny

v intervertebrálních discích. Systém nebyl schopen v dostatečné míře eliminovat nežádoucí vnější zatížení na páteř.

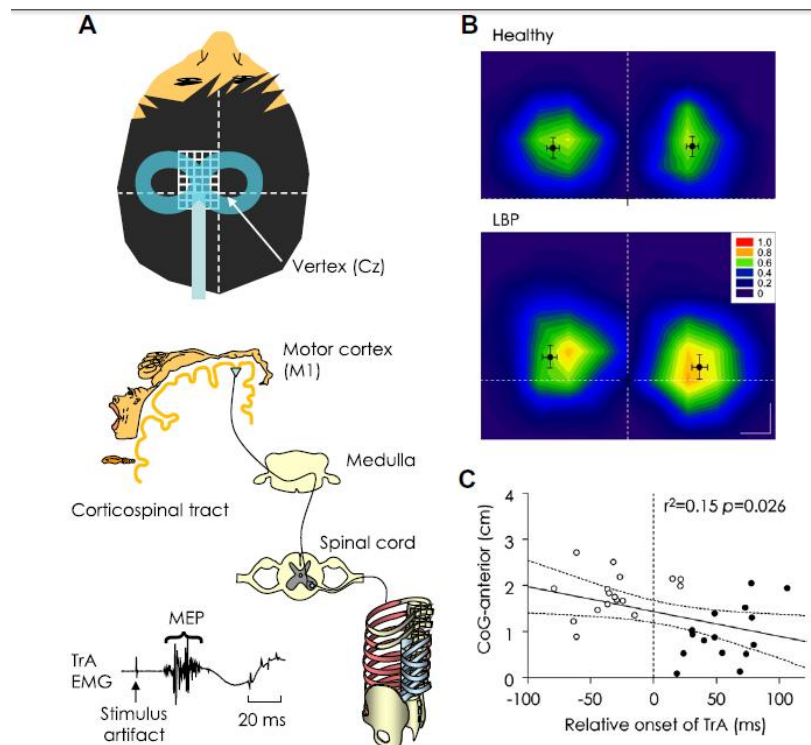
Studie Arendt-Nielsen, Graven-Nielsen, Svarrer, & Svensson (1995) analyzovala a porovnávala elektromyografickou aktivitu a koordinaci mezi svaly v oblasti bederní páteře při chůzi u pacientů NBDZ a skupiny s indukovanou bolestí. U pacientů s NBDZ se výrazně zvýšila aktivita svalů ve fázi švihové, kdy jsou svaly běžně neaktivní, tyto změny korelují s intenzitou bolesti. Podobné vzory aktivity byly zřejmé i u experimentální skupiny s indukovanou bolestí, společně s nižší aktivitou na EMG během stojné fáze obou dolních končetin, kdy jsou normálně zádové svaly aktivní. Tyto změny byly lokalizovány ipsilaterálně k místu indukce bolesti. Výsledky ukazovaly, že muskulo-skeletální bolest moduluje výkon motorického systému při chůzi pravděpodobně prostřednictvím reflexních drah. Zpočátku byly tyto změny interpretovány jako funkční adaptace na bolesti svalů, ale důsledky chronicky změněné svalové aktivity nebyly známy.

Studie Falla, Gizzi, Tschapek, Erlenwein, & Petzke (2014) potvrzovala zhoršené řízení pohybu u pacientů s NBDZ, které může mít značný vliv na recidivu a chronicitu bolesti. Skupina NBDZ plnící úkol zvedání krabice za současného měření EMG signálu vzpřimovačů páteře v bederní oblasti nevykazovala dostatečnou variabilitu svalové činnosti po dobu trvání úkolu. Naopak kontrolní skupina při plnění úkolu měla naměřeny hodnoty EMG prokazující přerozdělení aktivity svalů vzpřimovačů bederní páteře.

Změny pohybových vzorů byly zřejmé u pacientů s NBDZ i v další práci Silfies, Bhattacharya, Biely, Smith, & Giszter (2009). Zejména v lumbo-pelvické oblasti při pohybech trupu ve stoje, změnách pozic ze sedu do stoje a při chůzi. Tyto vzory byly charakteristické omezením rozsahu pohybu, změnou úhlové rychlosti naměřené ve specifických bodech během pohybu. U NBDZ byl pohyb bederní páteře omezen, oproti zdravým jedincům.

Experimentálně indukovaná bolest zad v ligamentum interspinosus snižovala amplitudu mozkových evokovaných potenciálů hlubokého břišního svalu transversus abdominis, ale zvyšovala amplitudu mozkových evokovaných potenciálů v povrchnějších břišních svalech obliquus externus abdominis a v bederních vzpřimovačích páteře. Stejně tak byl zvýšený práh dráždivosti vzpřimovačů páteře

u chronické bolesti dolní části zad, obojí hodnoceno transkraniální magnetickou stimulací motorické kůry (Obrázek 1). Změny v dráždivosti byly spojeny s reorganizací kortikální reprezentace a vstupů do transversus abdominis u chronické bolesti zad (Hodges & Tucker, 2011).



Legenda:

(A) - Mapování motorické kůry pomocí transkraniální magnetické stimulace. Podněty přes motorickou kůru excitují intracortikální neurony a následně kortikospinální buňky. Descendentní salvy excitují spinální motoneurony produkující motorické evokované potenciály v kontralaterálním musculus transversus abdominis.

(B) - Mapa motorické kůry levé a pravé hemisféry u zdravých a NBDZ skupiny zobrazující motorické evokované potenciály na mřížce. Standardní odchylka COG ukazuje více posteriorní a laterální lokaci u skupiny NBDZ.

(C) - Vztah mezi lokalizací COG a timing aktivace musculus transversus abdominis během flexe v rameni. Jedinci s pozdější aktivací musculus transversus abdominis často LBP mají COG více posteriorně od vrcholu.

Obrázek 1. Změny v motorické kůře způsobené bolestí (Hodges & Tucker, 2011)

2.2 Hrubá motorika

Do hrubé motoriky patří dvě hlavní funkce pohybové soustavy – posturální a lokomoční (udržování polohy a pohyb). Mají za úkol zajistit stabilitu klidové výchozí polohy pohybové soustavy a umožnit změnu polohy jak jednotlivých segmentů, tak i celého těla. Posturální systém udržuje stálost výchozí polohy těla. Lokomoční systém slouží ke změně polohy těla v prostoru (Véle, 1997).

Posturální funkci realizuje především osový orgán (hlava, páteř, pánev, a využívá k tomu i funkci končetin). Lokomoční funkci realizují především končetiny, ale používají i osového orgánu těla. Pro tuto velmi těsnou vazbu můžeme mluvit o systému posturálně-lokomočním, jako o funkční jednotce hrubé motoriky. Pohyb i udržování polohy probíhají jako dynamický proces, úzce spolu souvisí a přechází jedna v druhou. Při vzpřímeném držení je neustále vyvíjena minimální svalová aktivita tzv. titubace, které korigují odchylky držení a udržují tělo v rovnováze (Véle, 1997).

Při nerovnováze zatížení posturálně-lokomočního systému dochází k selhání pohybového záměru (funkční porucha motoriky), k přetížení podpůrného aparátu, k mikrotraumatizaci svalových úponů a přetížení kloubů, k makrotraumatizaci v podobě poškození kloubních a svalových struktur (Véle, 1997).

Z výše uvedeného vyplívá důležitost vyšetření hrubé motoriky pro diagnostiku a případné nastavení terapie. Vyšetření je zaměřeno na posturálně-lokomoční funkce, tedy v klinické praxi stoj (Příloha 1) a chůze při pohybových úkolech, za sledování nejruznějších parametrů (Kolář et al., 2009).

2.3 Řízení pohybu

Řízení pohybu zabezpečuje motorický systém regulován centrální nervovou soustavou (CNS), jehož efektozem je sval pod zpětnovazebnou kontrolou z receptorových a aferentních okruhů (Dylevský, 2009).

Podle Véleho (1997) hodnotí aferentní systém zevní prostředí, určuje směr a rychlost pohybujících se objektů v příštích okamžicích, anticipuje směr bezprostředního vývoje situace v okolí, zhodnocuje jeho význam pro jednotlivce,

porovnává aktuální situaci se zkušeností. Tato činnost ovlivňuje spouštění vhodných programů ideokinetické motoriky.

Motorické řízení můžeme definovat jako posturální řízení podle autorky Piek (2002, 2006). Posturální kontrola podle ní představuje jednu ze základních funkčních komponent motorického vývoje. Adekvátní posturální kontrola je nezbytná pro stabilitu a orientaci těla v prostoru. Stabilita a orientace jsou tedy dva rozdílné cíle posturální kontroly, jejichž řízení vyžaduje jak mechanismus percepce, představující integraci senzorické informace k rozpoznání pozice a pohybu těla v prostoru, tak mechanismus akce, představující schopnost mobilizovat síly pro její kontrolu. Řízení pohybu vyžaduje komplexní interakci muskulo-skeletálního a řídicího systému. Mezi součásti muskulo-skeletálního systému patří například rozsah pohybu, vlastnosti svalové tkáně, svalová síla či biomechanické vztahy mezi tělesnými segmenty. Mezi řídicí složky nezbytné pro posturální kontrolu řadí motorické procesy, senzorické procesy (zrakový, proprioceptivní a vestibulární systém) a integrační procesy na vyšší úrovni nezbytné pro zpracování informací smyslového vnímání.

Základní funkční jednotkou motorického řízení může být chápat sval. Výsledkem činnosti svalu je mechanický pohyb. Zároveň je svalový systém důležitý pro metabolické děje v organismu a hraje podstatnou roli jako informační a adaptační prvek CNS. Za výkonný orgán motoriky považujeme motorickou jednotku, složenou z motoneuronu a svalových vláken. Ta představuje hlavní koordinační centrum nervových vlivů, kde má aferentace pro realizaci pohybu velký význam (Kolář et al., 2009).

Veškerá činnost CNS se až na několik výjimek projevuje ve svých důsledcích jako svalová činnost. Sval je z hlediska klasické kineziologie anatomickou jednotkou a z hlediska funkční kineziologie je efektoem CNS. Svalový systém ovlivňují vlivy z centrálního systému (mozek, mícha) a z periferie (kůže, podkoží, klouby atd.). Nervové vlivy svalové kontrakce se ve své konečné podobě uplatňují prostřednictvím α -motoneuronů. Vlivy z vyšších oblastí CNS, z proprioceptorů, exteroceptorů, interoceptorů atd. koordinují na úrovni spinální míchy a to především činností spinálních interneuronů. Funkcí α -motoneuronů spolu s konvergujícími vlivy, mezi které patří například Gama systém, se formují do své konečné výstupní podoby volních i mimovolních pohybů. Jako součást řídicích systémů je sval zapojen do složitých

fyziologických schémat. Popisujeme pohybové stereotypy a motorické vzory. Motorickými vzory chápeme pohybové reakce CNS na přesně definované podněty. Pohybové stereotypy jsou naučené, zautomatizované pohyby. Motorické vzory mohou být vnímány jako základní jednotky překryté komplexem koordinované hybnosti (pohybovými stereotypy). Pohybové stereotypy vznikají na podkladě pohybového učení. Automatizuje se nejen vlastní cílený pohyb, ale především jeho posturální zajištění. Pohybový stereotyp usnadňuje činnost CNS při složitějších a častěji se opakujících situacích. Naše běžné pohyby jsou tak prováděny automaticky, což může vést k nedostatečnému nebo naopak nadměrnému zatížení určitých svalů, bez našeho vědomí a to po celý den (Kolář et al., 2009).

2.3.1 Struktury nervového systému

Řídícím prvkem motoriky je CNS, kterou můžeme rozdělit na 3 úrovně: spinální, subkortikální a kortikální. Spinální (míšní) úroveň je řídicím článkem podléhajícím vyšším oddílům CNS s vlastním projevem řízení pomocí monosynaptických a polysynaptických (obsahujících interneurony) reflexů. Do úrovně řízení zasahuje vegetativní systém, následně nastavuje úroveň excitability motoneuronů gama systém a teprve potom jsou aktivovány alfa motoneurony k provedení pohybu. Svalová kontrakce je vždy vyvolána alfa motoneurony, které jsou ovlivňovány zpětnovazebnou aferentní informací z proprioreceptorů a exteroceptorů (Čihák, 2004; Dylevský, 2009; Ganong, 2005; Vele, 1997). K samostatným centrům motoriky můžeme zařadit centrální generátory vzorů na spinální úrovni, které jsou schopny produkovat výstup (aktivaci efektoru) opakovaně, rytmicky a automaticky. Bez řízení vyšších úrovní CNS a senzorické zpětné vazby (Vařeka, Bednář, & Vařeková, 2015).

Albert Einstein: *„vojenskými záležitostmi jsem vždy hluboce opovrhoval. Když vidím člověka, kterému dělá potěšení pochodovat v šiku při muzice, říkám si, že svůj velký mozek obdržel omylem – úplně by mu stačila mícha.“* (Dylevský, 2009, 39).

Subkortikální úroveň zahrnuje mozkový kmen (prodloužená mícha, Varolův most, střední mozek), mozeček, mezimozek a bazální ganglia. V úrovni řízení provádí důležité nastavující a udržující funkce nadřazené spinální úrovni. Zajišťuje ve vzájemné kooperaci posturální aktivitu, jejímž projevem je vzpřímený stoj. Soubor reflexních dějů

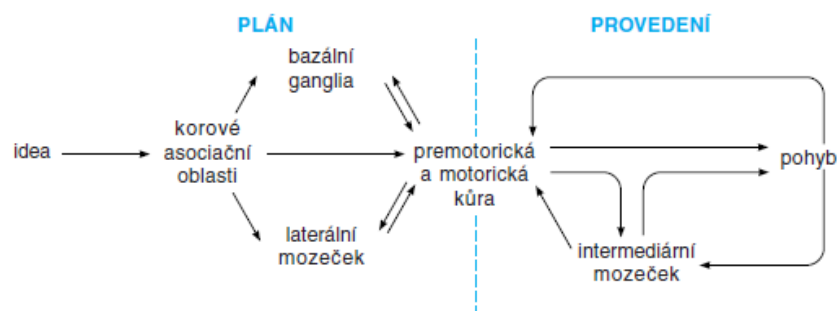
zajišťující stoj označujeme jako reflexy postojové, jednoduchou formou jsou lokální statické reakce (působí pouze na svalstvo jedné končetiny, kdy je zvýšen tonus extenzorů i flexorů s cílem fixace kloubu). Segmentální statické reakce řídí součinnost svalstva více končetin například zkřížený extenzorový reflex, kdy má při řízení zásadní význam spinální mícha. Celkové statické reakce jsou nadřazeny postojovým reakcím. Je při nich koordinován svalový tonus všech končetin i svalstva trupu, jsou závislé na poloze hlavy v prostoru a jejich činnost ovlivňuje retikulární formace a statokinetické čidlo. Například tonický šíjový reflex, tonický labyrintový reflex, fázický labyrintový reflex. Mozeček určuje optimální varianty pro provedení pohybu, je důležitým integračním a koordinačním centrem. Nejspíš hraje klíčovou roli ve vzájemné koordinaci fylogeneticky starších a novějších pohybových struktur. Na posturálním řízení mají významný podíl axiální svaly, které jsou řízeny nervovou soustavou fylogeneticky déle, než svaly končetin při chůzi nebo manipulaci s předměty (Čihák, 2004; Dylevský, 2009; Ganong, 2005; Gramsbergen, 2005; Véle, 1997).

Kortikální úroveň je nejvyšším řídicím a integračním centrem. Řídicím ve vztahu k řízení motoriky, autonomních funkcí a senzitivních funkcí. Integrace typu emocí, paměti, řeči, myšlení, vědomí, motivace, spánku, bdění. Primární motorická oblast je rozhodující strukturou pro řízení jemných cílených pohybů akralních částí končetin. Cílem je realizace pohybu, jehož plán byl vypracován v jiných částech kůry. Sekundární motorická kůra zahajuje iniciační fázi úmyslného pohybu, ve kterém dochází ke stáčení očí, hlavy, trupu a končetin směrem k cíli. Z mozkové kůry vychází pyramidová a extrapyramidová dráha, která je při zjednodušeném popisu řídí pomalé a tonické pohyby s významným podílem na řízení svalového tonu a vzpřímeného stoje, zatímco pyramidový systém řídí rychlé a přesné fázické pohyby. Pohyby jsou vždy výsledkem souhry funkcí více systémů (Čihák, 2004; Dylevský, 2009; Ganong, 2005; Véle, 1997).

2.3.2 Provedení pohybu

Nejprve vzniká idea pohybu, jejímž výsledkem je vůle konat pohyb. V této fázi jsou aktivovány struktury limbické kůry a frontálního laloku. Taktika provedení pohybu má struktury v asociačních korových oblastech. Podráždění se z asociační korové oblasti šíří do bazálních ganglií a mozečku. Okruh asociační kůra- bazální ganglia-

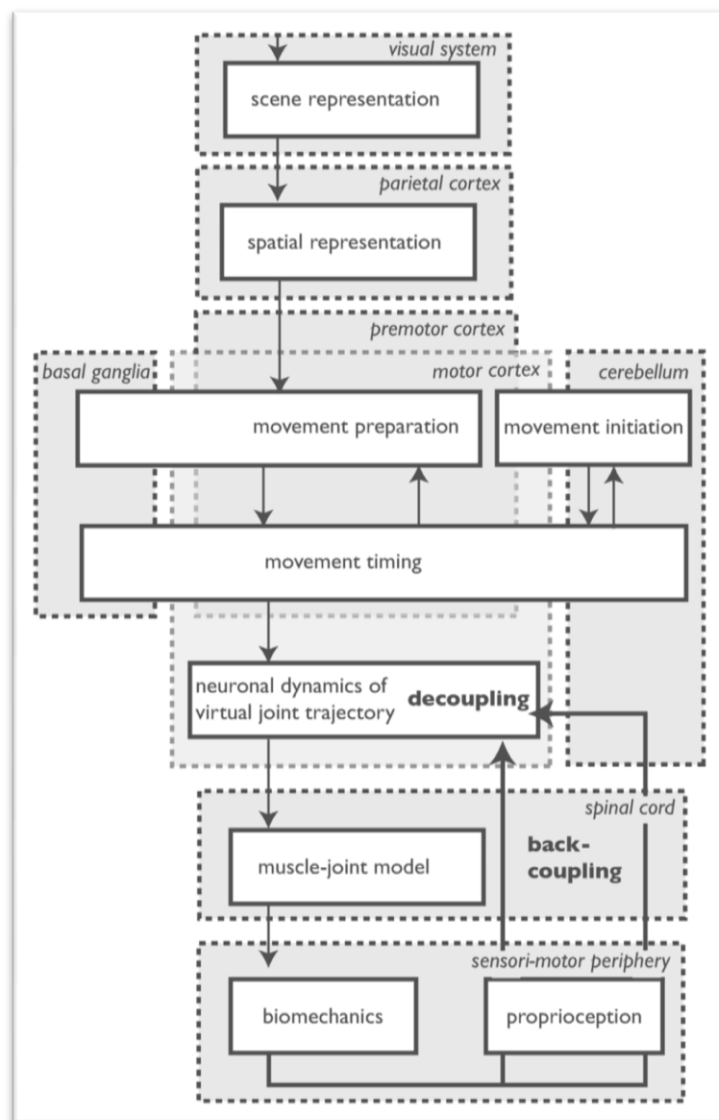
thalamus- motorická kůra má význam pro iniciaci a startování pohybu. Okruh asociační kůra- nuclei pontis- laterální mozeček- thalamus- motorická kůra se uplatňuje v přeprogramování a kontrole probíhajícího pohybu. Korová vstupní informace vedená kortikospinální drahou je od počátku modifikována aktuálním stavem efektoru a soustavou složitých zpětných vazeb řízených mozečkem. Retikulární formací a bazálními ganglii. Pro účinnost regulačního systému je nutné rychlé zpracování informací, a proto jsou dráhy vybaveny nervovými vlákny typu A. Analytická a integrační dokonalost motorického funkčního systému způsobuje, že vstupní informace je po porovnání s předchozími zkušenostmi převáděna na dokonalý vzorec výstupní informace, zprostředkované motorickými neurony jader mozkového kmene a alfa motoneurony předních míšních rohů (Dylevský, 2009; Ganong, 2005; Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2001).



Obrázek 2. Kontrola volních pohybů (Ganong, 2005).

Model (Obrázek 3) vyjadřuje generování cílených pohybů, prezentuje proces přípravy pohybu, iniciaci pohybu, načasování, odhad trajektorie pohybu umožněnou kloubem a svalovými skupinami, spolu s biomechanickými parametry. Teorie počítá i s redundantními stupni volnosti, které byli v dřívějších teoriích opomíjeny. Jinými slovy model popisuje neurální dynamiku potencionovanou dosažením cíle v určitém časovém sledu. Výchozími hodnotami jsou nastavení kloubů a předpokládaný pohyb. Rozšíření teorie spočívá zejména v neurální dynamice, která transformuje předpokládanou trajektorii pohybu v kloubu za účelem dosažení cíle. Oproti vnitřním strukturám toho systému přijímá i zpětnou vazbu o rychlosti pohybu z efektoru (Martin, Scholz, & Schöner, 2009).

Lidský pohyb obvykle zahrnuje redundantní efektorové systémy. Nervový systém si vybírá z variant řízení pohybu. Klíčovým prvkem je neuronální dynamika, která vytváří trajektorii pohybu kloubu a počítá s relevantními kombinacemi stupňů volnosti. Tato dynamika přijímá aferentní signály z kloubů, které jsou zpětnou vazbu pro výkonné orgány a ty následně vykonávají cílený pohyb. Tedy trajektorie pohybu je neustále aktualizovaná, to je zprostředkováno propioceptivními spojkami mezi neurony v míše, kdy je zprostředkovávají Ia-interneurony a Renshawovy buňky. To může vézt i k odchýlkám oproti původnímu pohybovému plánu (Martin, Scholz, & Schöner, 2009).



Obrázek 3. Bílé rámečky jsou struktury modelu a šedé mapy znázorňují nervové struktury (Martin, Scholz, & Schöner, 2009)

Neuronový substrát pro procesy ovlivňující generování pohybu je soustava složek několika nervových systémů, jejichž funkce se překrývají. To komplikuje přesné mapování jednotlivých složek motorických funkcí. Pro generování pohybu je důležitá vizuální informace, která je transformována do souřadnic ke generování lidského pohybu v parietální kůře. Spolu s propriorepcí z polohocitu a pohybcitu. Tyto procesy jsou mimo zobrazení výše uvedeného modelu. Za přísunu těchto informací je modelován a generován pohyb. Příprava cíleného pohybu zahrnuje extrahování informací z prostoru a to upravuje hodnoty parametrů pohybu, zejména směr a rozsah pohybu. V případě více možných cílů pohybu, je důležitý i výběr jednoho z nich a potlačení aktivace neuronů, které by zahajovali pohyb na více cílů zároveň. Premotorická a motorická kůra se podílí nejen na přípravě a specifikaci pohybových parametrů, ale také na časování cílených pohybů v kooperaci s mozečkem, thalamem, bazálními ganglii a spinálními generátory pohybu. Ve výše uvedeném modelu není rozpracována příprava pohybu, ale je kladen důraz na směr, rozsah a trvání pohybu. Zahájení a ukončení pohybu reprezentují nejrůznější oblasti mozku. Charakteristika kontrakce zapojuje rozdílné oblasti mozku, i když se jedná o stejný efektor pohybu. Cílený pohyb je prováděn stejnými, opakující se mechanismy (Martin, Scholz, & Schöner, 2009).

2.3.2.1 Strategie zajištění posturální stability

Z biomechanického hlediska se zaměřením na dolní končetiny je využíván „hlezenní“ a „kyčelní“ mechanismus zajištění posturální stability v antero-posteriorním a medio-laterálním směru. Mechanismem kontroly COP do stran je přenášení hmotnosti z jedné končetiny na druhou, na kterém se významně podílejí svaly kyčelního kloubu (kyčelní strategie). Je využívána při větších zevních silách, když už k zajištění posturální stability nestačí mechanismus hlezenní. Stranová stabilita stoje je výrazně lepší než stabilita předozadní (hlezenní), což je dáno volností pohybu dolních končetin z anatomického hlediska. Do stran je volnost pohybu mnohem více omezená než ve směru předozadním (Mok et al., 2004; Vařeka, 2002b).

2.3.3 Teorie řízení pohybu

Řízení pohybu zabezpečuje centrální nervový systém, který účelně zajišťuje koordinované pohyby v interakci vlastního těla s životním prostředím. Mnoho klíčových proměnných v řízení pohybu živých organismů není přímo měřitelných nebo dokonce identifikovatelných. To potvrzují dva aspekty, jedním je nespočet aferentních signálů ze svalů a jiných receptorů s následnou analýzou a vyhodnocením v CNS a druhý bere v potaz nekonečné množiny výsledných pohybů na základě této analýzy v mozku (Latash, Levin, Scholz, & Schöner, 2010).

Mezi hypotézy v řízení pohybu patří teorie dynamického systému, která má řadu mechanismů a velkou variabilitu, díky kterým synergisticky udržuje systém v proměnném prostředí. Vyjadřuje se stabilitou, což je schopnost obnovit původní pohybový vzor následně po působení proměnných vlivů. Obsahuje všechny kombinace kloubních rozsahů, které jsou v souladu s dosažením konečné pozice. Tyto kombinace pohybových vzorů spadají do jednoho multielementárního systému a jsou v nadbytečnosti. To je princip abundance (hojnost stupňů volnosti), které se charakterizují a konkretizují s plánováním cíleného pohybu. Úkolem je dosažení cíle v nějaké uzavřené soustavě, který je dán směrem a konečným bodem (Latash et al., 2010).

Teorie dynamického systému se ve studiích používá ke zkoumání řídicích parametrů pohybu, měření sportovních výkonů a změn v řízení pohybu u pacientů s neurologickou dysfunkcí. Je prokázáno i použití tohoto přístupu k měření mezikloubní koordinace (koleno, kyčel, bederní páteř) a svalové únavy při opakujícím se pohybovém testu. Únava negativně ovlivnila koordinaci a stabilitu pohybového vzoru. Obecně se v teorii předpokládá, že pohyb vychází z nelineárních interakcí navzájem se ovlivňujících (například úkol, vnější prostředí, jedinec) a následné vzory pohybu se rozvíjí prostřednictvím sebeorganizace ve fyzikálních a biologických systémech (Silfies, Bhattacharya, Biely, Smith, & Giszter, 2009).

Dynamický systém nakonec vyhodnotí funkčně koordinační přednosti, které zajistí stabilitu (posturální zajištění) a cílený pohyb v motorickém vzoru jako celku, který slouží ke splnění úkolu. Přirozená je variabilita pohybu, motorické vzory se mohou lišit, pokud jednotlivci plní úkoly opakovaně. Vzhledem k dynamickému vnějšímu prostředí, které motorický projev ovlivňuje s cílem efektivnějšího pohybu

v čase. Variabilita pohybu jedince je tedy brána za zdravou a funkční pro optimální posturální zajištění k provedení pohybu (Silfies et al., 2009).

Práce Latash et al., (2010) uvedla teorii rovnovážného bodu, která je založena na myšlence řízení pohybu pomocí překročení prahu dráždivosti a následné reakci svalu při volných i mimovolných pohybech. Dochází k náboru motorických jednotek například při pomalém protažení svalu, kdy je vyvolán stretch reflex. Nebere však v úvahu biomechanické proměnné parametry pohybu jednotlivých segmentů, jejich interakci s vnějším a vnitřním prostředím. Teorie dynamického systému bere navíc v úvahu také elektrochemické vlivy aferentních signálů ovlivňující motorické neurony a působící na práh dráždivosti svalů. Jejímž prostřednictvím se mění konfigurace kloubů, dle stupňů volnosti každého z nich. Tím posturálně nastavují tělo v prostoru na základě biomechanických parametrů. Je zřejmé, že CNS má kontrolu nad aktivitou svalů aniž bychom si ji uvědomovali. Dle nejnovějších hypotéz se činnost každého svalu spouští automaticky bez vyššího řízení, v závislosti na překročení prahové konfigurace kloubu a rychlosti této změny.

2.3.4 Změny řízení pohybu při bolesti

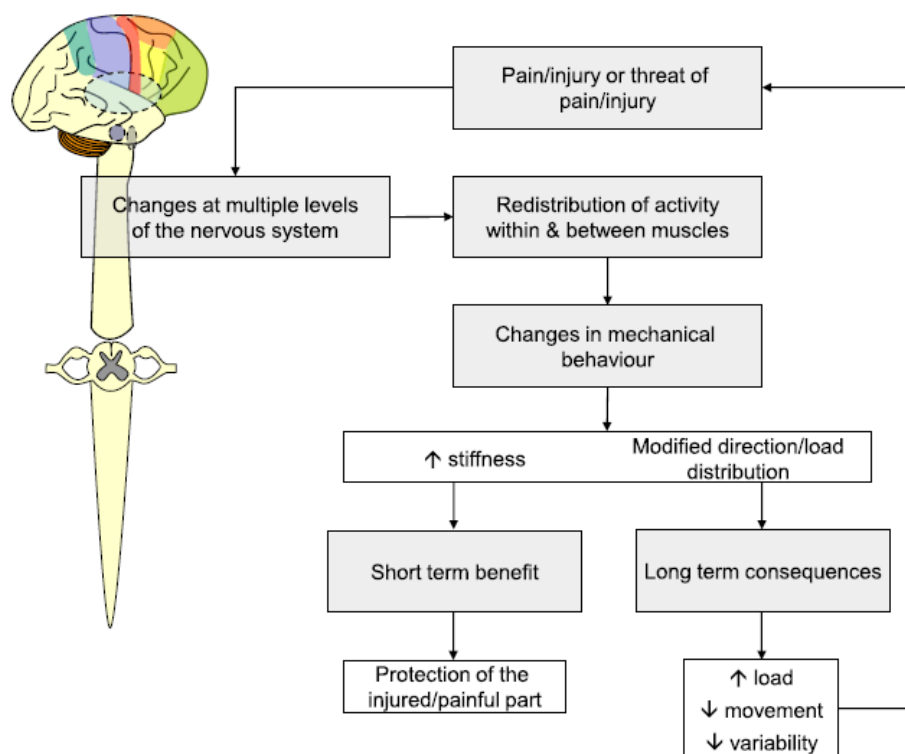
Nociceptivní dráždění a přidružené reakce, které vznikají v organismu za patologické situace, ovlivňují posturální reakce. Tyto nociceptivní informace fungují jako spouštěče obranných reakcí. Vznikají tak aktivity, které se snaží předejít nebo minimalizovat poškození struktury. Motorický systém reaguje na nocicepci přeprogramováním, to znamená, že ovlivní výstupní motorické informace. Například automaticky vznikají změny svalové funkce, svalová hypertonie, svalový útlum. Tyto tonické změny mohou postihnout celou svalovou skupinu, sval nebo nejčastěji pouze část svalu – zde se jedná o trigger points (Kolář et al., 2009).

Některé starší teorie poskytovaly vysvětlení změny motorického řízení při bolesti, patří mezi ně. Teorie začarovaného kruhu popisuje zvýšení svalové aktivity v reakci na bolest bez ohledu na úkol. Přetrvávající kontrakce svalových vláken vede k ischemii, dráždění algických receptorů, což vede ke vnímání bolesti a znovu se aktivují svalová vlákna nebo celé svaly. Příkladem je zvýšená aktivita svalových vřetének, III a IV aferentních vláken (nocicepce a svalová aferentace) na gama

motoneurony. Odezvou je zvýšení stretch reflexu např. v lidské čelisti nebo lýtkových svalech a dalších. Druhá teorie přizpůsobení bolesti, popisuje variabilní změny svalové aktivity v reakci na bolest. Aktivita svalů, které jsou bolestivé nebo způsobují bolestivé pohyby, se jejich aktivita snižuje. Zatímco antagonistické svaly svou aktivitu zvyšují. Tato úprava svalového tonu snižuje amplitudu, rychlost pohybu bolestivých svalů a zároveň snižuje jejich sílu. Problém teorií je, že bolest nemá jednotný účinek na motorické řízení. Indukovaná bolest u lidí může zvýšit svalovou aktivitu, ale taky snížit nebo se svalová aktivita vůbec nemění. Nedostatkem v teorii adaptace na bolest je například určitá ignorace působení bolesti na změny v posturální korekci (Hodges & Tucker, 2011).

Novější studie indukovaly bolest ve svalech erektorů páteře mimo chůzi i během předklonu. Ukazovaly zvyšující se aktivitu svalů, i když jsou tyto svaly normálně neaktivní. Po odeznění bolestivého zásahu aktivita klesla. Dále během dynamického pohybu dolní končetiny bolest snížila svalovou aktivitu agonisty a zvýšila svalovou aktivitu antagonisty. Na mikroskopické úrovni bylo pozorováno prodloužení refrakterní fáze motoneuronu při konstantní kontrakci. Inhibiční a excitační vstupy jsou zprostředkovány v míše přes interneurony nebo přímé vstupy z nociceptivních aferentních neuronů (Hodges & Tucker, 2011).

Autoři Hodges & Tucker (2011) představili novější teorii, která vycházela z výše uvedených a s úvahou více proměnných. Příkladem je variabilita v reakci na bolest, rozdílné reakce v závislosti na funkci svalů a na mikroskopické úrovni refrakterní fáze motoneuronu. Teorie má 5 klíčových prvků (Obrázek 4), jejichž cílem je snížit bolest a chránit bolestivé části pomocí flexibilních řešení. Změny a přizpůsobení se bolesti zahrnují zaprvé redistribuci aktivity uvnitř svalu a mezi svaly. Zadruhé změni mechanické chování, modifikuje pohyb a zvyšuje napětí. Zatřetí vede k ochraně před další bolestí, zraněním nebo hrozící bolestí či poraněním. Začtvrté reakci nelze popsat a vysvětlit pouze jednoduchými změnami dráždivosti, ale zahrnuje změny ve více etážích pohybového ústrojí a tyto změny mohou být komplementární, aditivní, kompetitivní. Zapáté krátkodobě je změna stavu výhodná, ale dlouhodobě má potenciálně nebezpečné následky. V důsledku faktorů, jako je zvýšení zatížení, snížení pohyblivosti a snížení variability pohybu.



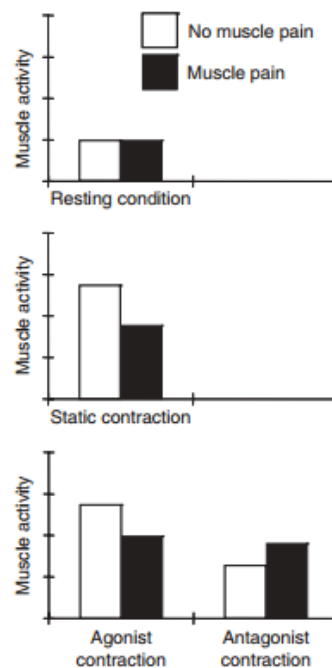
Obrázek 4. Adaptace motorického systému na bolest (Hodges & Tucker, 2011)

Zprvé bolest vede k redistribuci činnosti uvnitř svalu i mezi svaly, spíše než by způsobila jednotnou inhibici nebo excitaci svalů. Cílem systému je redistribuce motorických jednotek, která probíhá individuálně a následkem je přerozdělení činnosti v rámci jednoho svalu nebo svalových skupin. Na základě požadované akce s cílem chránit bolestivou část před další bolestí nebo zraněním. Například větší motorické jednotky se mění na menší, sníží se síla, ale nejspíš zvýší rychlost pro případnou odezvu svalu. Naopak může dojít ke zvětšení motorické jednotky pro rychlejší rozvoj síly a potencionální výhodě vyhnout se nebezpečí. Obecně je nábor motorických jednotek od malých po velké (Henneman, Somjen, & Carpenter, 1965; Hodges & Tucker, 2011). Studie Farina, Arendt-Nielsen, Merletti, & Graven-Nielsen (2004) udávala snížení míry aktivace motoneuronů při bolesti. Zároveň se mohou aktivovat nové motorické jednotky, které byly před bolestí neaktivní (Tucker & Hodges, 2009).

Motorické jednotky jsou v systému rovnoměrně rozložené, malé jednotky mají kratší refrakterní fázi. Může nastat i prostorové přerozdělení činnosti jednotek, změny v pořadí náboru, mohou být aktivovány menší silou. Není rovnost excitačních a inhibičních vstupů, které mohou zprostředkovat změnu náboru motorických jednotek,

a které jsou ovlivněné nocicepcí. Inhibice vstupů postsynaptických potenciálů menších motorických jednotek vede ke zpomalení a přerozdělení menší motorické jednotky. Pro větší sílu svalu je potřebná aktivace velkých motorických jednotek, což je zprostředkováno mechanismem rekurentní inhibice skrze Renshawovi buňky, které mohou zpomalit nebo zamezit aktivaci menších nízkoprahových motorických jednotek při náboru větších jednotek (Hodges & Tucker, 2011).

Studie Arendt-Nielsen & Graven-Nielsen (2008) tvrdila, že interakce mezi bolestí ze svalu a řízením pohybu jsou závislé na konkrétním úkolu. Nocicepce nezvyšovala elektromyografickou (EMG) aktivitu v klidu, ale snižovala maximální vědomou kontrakci svalu a vytrvalost během submaximální kontrakce. Také byla nocicepcí ovlivněna koordinace při dynamickém cvičení. To bylo v souladu s adaptačním modelem bolesti předpovídající pokles amplitudy a rychlosti pohybu při bolesti ze svalů. Funkční adaptace může také zahrnovat zvýšení svalové aktivity, odrážející se na změně svalové koordinace a strategie (Obrázek 5).



Obrázek 5. Ovlivnění svalové aktivity nocicepcí
(Arendt-Nielsen & Graven-Nielsen, 2008)

Zadruhé rozdělení činnosti v rámci svalu a mezi svaly změny mechanický výsledek kontrakce. Změny v rozložení aktivity v rámci svalu, přednostně kontrakce

konkrétních svalových vláken v určitém směru síly, tak aby nedošlo k dalšímu přetěžování struktur a eliminovala se bolest. Nové rozložení síly nebo směr síly změni velikost zatížení. Může být odlišný směr, velikost nebo charakter kontrakce (Hodges & Tucker, 2011).

Zatřetí výsledná změna mechanického chování je podmíněna intramuskulární a intermuskulární reorganizací, což vede k ochraně proti bolesti, poranění nebo obojí. V souladu se schopností nervového systému hledat pohybové vzory, které bolest vylučují. Nervový systém má mnoho mechanismů a možností k dosažení ochrany, včetně dřívějších teorií zahrnujících zvýšení, snížení, přerozdělení aktivity s dostatečnou mírou variability (Hodges & Tucker, 2011).

Začtvrté adaptace na bolest zahrnuje změny na více úrovních motorického systému. Vzrušivost motoneuronu může být zvýšena, ale doprovázena sníženou kortikální dráždivostí a zvýšenou intracortikální inhibicí. Mechanismy mohou být různé, například spinální etáž může být ovlivněna přímým vstupem z nociceptivních aferentních vláken nebo funkční plasticitou taktéž vyvolanou nociceptivním drážděním (centrální senzibilizace). Kortikální změny mohou nastat v důsledku změn motorického plánování, jako ochranná strategie před bolestivým pohybem. Práce Moseley, Nicholas, & Hodges (2004) popisovala změny posturálního natavení trupu i bez vnímání bolesti, jako formu protekce před potenciální bolestí. Tento mechanismus je nejspíš zapříčiněn chronicitou bolesti, kdy se smysl protekce mění v negativní vliv na pohybový systém. Ve studii byla použita experimentální bolest působící na kožní receptory, úkolem byl pohyb paže, při kterém byla sledována větší aktivita povrchových svalů oproti hlubokým vrstvám.

Zapáté krátkodobý přínos adaptace přechází v dlouhodobém horizontu v nežádoucí vlivy. Předpokládáme, že ve stavu zdraví jsou pohyby prováděny optimálním způsobem, není tedy pravděpodobné, že odchylka od tohoto stavu bude efektivnější. Zvýšení nebo přerozdělení svalové aktivity způsobující zvýšené napětí svalů s primárně ochrannou funkcí v dlouhodobém horizontu zvyšuje nebo modifikuje zatížení na bolestivý segment, omezí rozsah pohybu, mění variabilitu pohybu. Například modifikace mechaniky proximálních kloubů dolních končetin při chůzi po podvrtnutí. Cílem je zabránění bolestivé dorziflexe v kotníku, což může vést ke snížení schopnosti tlumení nárazů při hell strike. Ochranná strategie proti bolesti ovlivní

variabilitu při řízení pohybu a omezí schopnost upravovat kloubní zatížení, svalovou aktivitu a způsobí nadměrný tah na vazy (Hodges & Tucker, 2011).

I když bolest jako silný stimul změny pohybové strategie odezní, nemusí to znamenat návrat do původního motorického vzoru. Nábor motorických jednotek a jejich refrakterní aktivita se vrací po odeznění bolesti, ale přerozdělení intramuskulární aktivity zůstává. Z toho vyplívá pro některé posturální odchylky snížená šance pro obnovení správných motorických vzorů (Hodges & Tucker, 2011; Hodges et al., 2013).

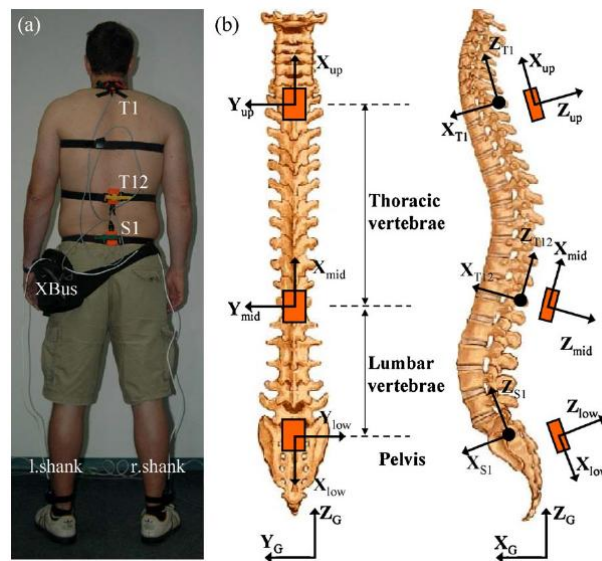
Výše uvedené zákonitosti adaptace nejspíš vysvětlují příčinu recidivy bolesti. Například u pacientů s akutní NBDZ se po první bolestivé epizodě bolesti opakují do 1 roku v 73%. Podle autorů Hodges & Tucker (2011) může adaptace na bolest přispívat k recidivě bolesti, ale taky kompenzovat selhávající mechanismy, které jsou nezbytné pro normální funkci. Zmiňují citlivou hranici mezi pozitivními a negativními vlivy adaptace.

2.4 Metody hodnocení řízení pohybu u nespécifických bolestí dolní části zad

Mezi nejčastěji používané metody patří například snímání signálu EMG. Studie Falla et al. (2014) potvrdila změněné řízení pohybu u pacientů s NBDZ, které mohlo mít značný vliv na recidivu a chronicitu bolesti. Skupina NBDZ plnila úkol zvedání krabice za současného měření EMG signálu vzpřimovačů páteře v bederní oblasti nevykazovala dostatečnou variabilitu svalové činnosti po dobu trvání úkolu. Oproti kontrolní skupině, která při plnění úkolu měla naměřeny hodnoty EMG prokazující přerozdělení aktivity svalů vzpřimovačů bederní páteře.

Studie Lee, Desmoulin, Khan, & Park (2011) detekovala pohyb páteře pomocí přenosných inerciálních magnetických snímačů, které byly umístěny na kůži v oblasti S1 (pánev), Th12 (střední hrudní páteř), Th1 (horní hrudní páteř) páskou na suchý zip (Obrázek 6). Druhá část měřicího aparátu byla umístěna v oblasti kotníků a měřila krokový cyklus. Každý magnetický snímač se skládal z 3 axiálního akcelerometru, gyroskopu, magnetometru a poskytoval 3D orientaci v prostoru. Krok byl detekován jednodušeji gyroskopem vůči sagitální rovině. Snímač signálu byl umístěn v oblasti pasu. Přístroj umožňoval měření rozsahu pohybu ve 3 rovinách (flexe, lateroflexe,

rotace trupu) ve vztahu k výstupu na schod, sledoval pohyb proměnných (3 anatomické roviny, 3 segmenty). Výsledně porovnával ROM a pohybové vzory u NBDZ a kontrolní zdravé skupiny. Pohybovým testem byl výstup na schod ve dvou variantách, jedno krokový cyklus a dvou krokový cyklus. Statisticky významný rozdíl mezi výzkumnými skupinami vyšel pohyb do flexe bederní páteře v obou pohybových testech. Skupina NBDZ vykazovala menší ROM do flexe než kontrolní skupina.

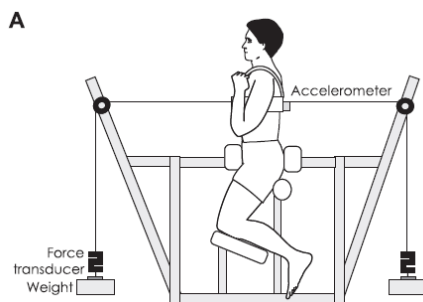


Legenda:

T1 - obratel Th1 T12 - obratel Th12
S1 - obratel S1 XBus - snímač

Obrázek 6. Systém detekce pohybu vybraných bodů na páteři (Lee, Desmoulin, Khan, & Park, 2011)

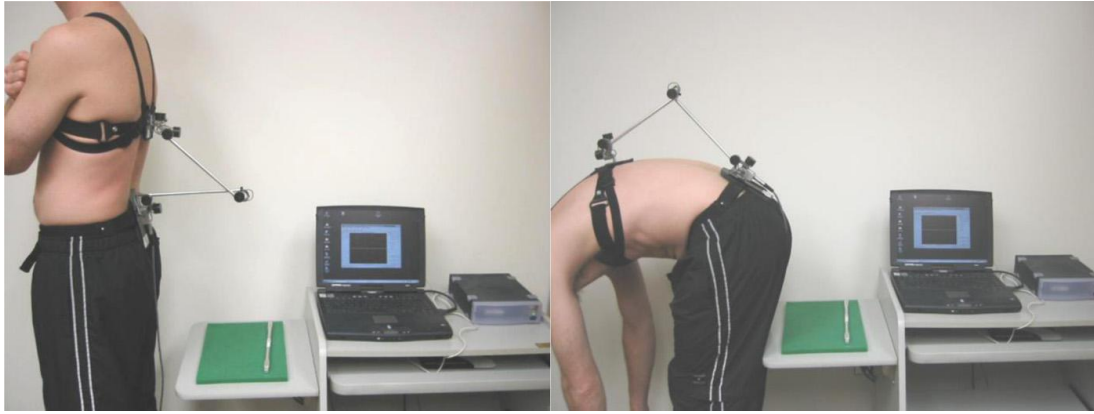
Studie Hodges, Hoorn, Dawson, & Cholewicki (2009) prezentovala metodu pro posouzení předklonu a záklonu probanda pomocí akcelerometru připevněného pomocí kladek, aby neomezovaly provedení pohybu. Výslednice sil kladek působících na pohyby trupu je 0, trup je tedy v rovnovážné pozici (Obrázek 7). Hodnocena byla stabilita trupu, která byla narušena nečekaným uvolněním jednoho ze závaží. Odpor byl kladen elektromagnetem a cílem bylo při fixovaném postavení vykonat pohyb. Svalová tuhost trupových svalů byla vyšší při pohybu vpřed u déle trvajících bolestí zad, ale tlumení pohybu bylo nižší v obou směrech než zdravá kontrolní skupina.



Obrázek 7. Akcelerometr poskytující zpětnou vazbu o reakci svalů trupu (Hodges, Hoorn, Dawson, & Cholewicki, 2009)

Rešerše zdrojů Mieritz, Bronfort, Kawchuk, Breen, & Hartvigsen (2012) shrnula spolehlivost a chybu měření 3D analýzy pohybu, nejčastěji rozsahu pohybu v oblasti bederní páteře. Celkem bylo zkoumáno 15 studií s výsledkem určitých limitů pro klinickou praxi. Metoda měření byla považována za dostatečně spolehlivou v rámci celých skupin, ale není jistá spolehlivost použití na úrovni jednotlivých pacientů.

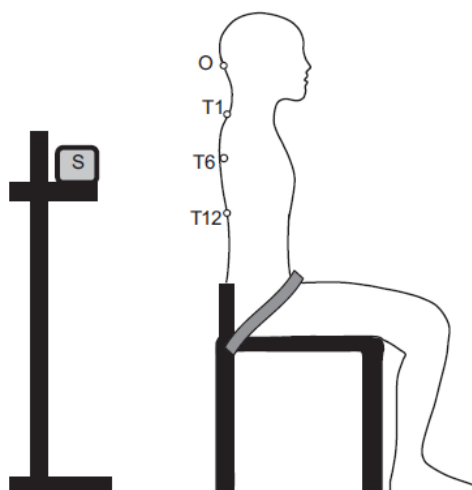
Recentní studie s 220 pacienty LBP Mieritz, Bronfort, Jakobsen, Aagaard, & Hartvigsen (2014) měřila pomocí 3D analýzy pohyb v sagitální rovině (Obrázek 8). Sledovali kinematiku bederní páteře během standardizovaného testování do flexe za použití 6 potenciometrů přístroje CA6000 Spine Motion Analyzer; OSI, Union City, CA, USA. 3 potenciometry měřily pohyb v sagitální rovině, 2 ve frontální a 1 v transversální rovině, celkem 6 stupňů volnosti. Tento přístroj byl ověřen v přesnosti a správnosti naměřených údajů při pohybu, s umístěním senzorů v oblasti Th7 a S2. Autoři sledovali několik parametrů, ROM měřeného úseku páteře, průměrnou a maximální rychlost pohybu, taky poměr rychlosti a rozsahu pohybu, the jerk index sledoval plynulost pohybu. Závěrem bylo, že v předozadní rovině jsou kinematické údaje od pacientů s chronickou NBDZ dostatečně spolehlivé pro měření skupin pacientů, ale pro měření jednotlivců je metoda nepoužitelná. Doplňující informací byla odlišnost v měření u jednotlivých podskupin probandů NBDZ.



Obrázek 8. CA6000 Spine Motion Analyzer (Mieritz, Bronfort, Jakobsen, Aagaard, & Hartvigsen, 2014)

Studie stejného autora Mieritz et al. (2014) použila k měření stejný přístroj, opět hodnotila změny v ROM páteře z extenze do flexe. Práce byla rozšířena o hodnocení terapie a jejího vlivu na měřené parametry. Navíc sledovali svalovou sílu a vytrvalost. Výsledkem bylo ovlivnění těchto parametrů u chronických bolestí dolní části zad po 12ti týdenní intervenci. Na spolehlivost tohoto přístroje a typ měření odkazuje i nejnovější studie Harsted, Mieritz, Bronfort, & Hartvigsen (2016), která se zaměřovala na změny pohybu ve frontální rovině.

Práce Tsang, Szeto, & Lee (2013) sledovala koordinaci pohybu mezi krční a hrudní páteří pomocí elektromagnetických pohybových senzorů, které byly připojeny v místech trnových výběžků Th12, Th6, Th1 a okciputu (Obrázek 9). Signál byl zaznamenán v 3D prostoru při aktivních pohybech krční páteře. Přístroj se jevil jako praktický pro měření pohybu páteře. Výsledkem byly platné hodnoty intersegmentálního pohybu krční a horní části hrudní páteře ve všech rovinách, celá hrudní páteř se podílela na pohybech krku.



Legenda:

T1 - obratel Th1

T6 - obratel Th6

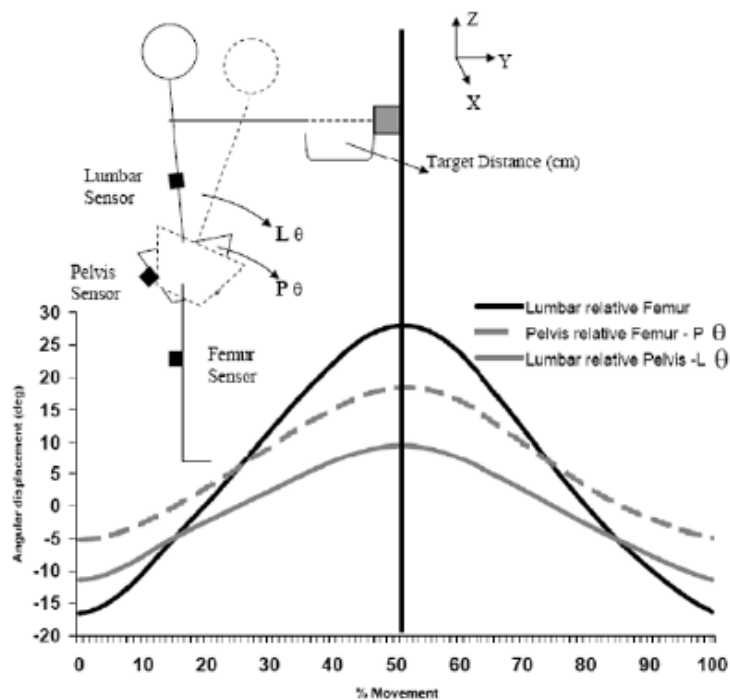
T12 - obratel Th12

O - okciput

S - snímač

Obrázek 9. Pozice vsedě, měření kinematiky krční páteře (Tsang, Szeto, & Lee, 2013)

Práce Silfies et al. (2009) se zaměřovala na podobné klíčové prvky při výzkumu změn pohybových parametrů jako tato práce. Experimentální skupina probandů byla také s nespecifickou bolestí dolní části zad a výsledky se porovnávaly se zdravou kontrolní skupinou. Při testování se nahlíželo na řízení pohybu z pohledu teorie dynamického systému, která je aktuálně používána ke studiu koordinace a stability pohybu v lidském těle. Probandi byli testováni ve stoje v provádění specifického dosahového testu trupu směrem dopředu. Přitom byl snímán jejich pohyb z úrovně femuru, pánve a bederní páteře. Sledována byla zejména pohybová koordinace pánve a bederní oblasti. Výsledkem byl viditelný rozdíl v synchronizaci pohybu mezi pánví a bederní páteří (Obrázek 10). Tato práce sledovala významné omezení rozsahu pohybu nebo zvýšení variability, které mohlo být projevem nedostatečného posturálního zajištění.



Legenda:

Vertikální stupnice vlevo - angular displacement

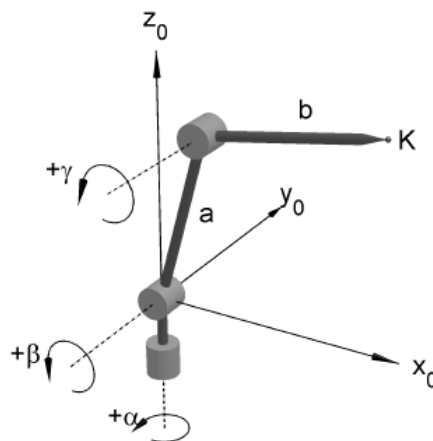
Horizontální stupnice dole - % movement

Obrázek 10. Dosahový test flexe trupu s analýzou pohybu (Silfies et al., 2009)

2.5 Metoda DTP-3 použitá k hodnocení pohybu

V diplomové práci jsme zvolili k analýze pohybu přístroj DTP-3 (diagnostika tvaru páteře- 3) s možností dynamického snímání pohybu bodu v 3D prostoru. Tento diagnostický systém využívá k měření mechanický polohový snímače, který se skládá z pantografického mechanismu se dvěma rameny (Obrázek 11), jejichž poloha v prostoru je snímána třemi inkrementálními snímači. Následně jsou v elektronické vyhodnocovací jednotce signály ze snímačů předzpracovány v mikroprocesorových obvodech a údaje o poloze ramen jsou přeneseny do počítače. Software dekóduje přijímaná data a provádí výpočet polohy bodu v trojrozměrné kartézské soustavě souřadnic. Rozšířením původního polohového snímače je možnost nyní snímat i trajektorii pohybu bodu, kromě statického, kdy se měří poloha bodu v klidové poloze probanda. Měření umožňuje záznam dynamických vlastností pohybujícího se segmentu lidského těla neinvazivním způsobem. Pro dynamické měření bylo vyvinuto speciální rameno polohového snímače zakončené kovovou kuličkou,

kteřá se vkládá do pouzdra s permanentním magnetem umístěným na měřeném segmentu, společně tvoří kulový kloub, umožňující přenos pohybu segmentu. V našem případě bodu na kožním povrchu krční páteře z anteriorní strany ve výšce vertebra prominens, jehož poloha se při pohybu kontinuálně měří. Program umožňuje zobrazení trajektorie ve frontální, sagitální rovině nebo v perspektivní projekci. Následně je možné vypočítat i další parametry charakterizující pohyb segmentu, jako je rychlost, zrychlení a poloha segmentu v soustavě souřadnic. Diagnostický systém umožňuje měřit polohu bodu v celé pracovní oblasti, která má tvar koule s poloměrem 1100 mm a středem v upevňovacím rameni polohového snímače. Přesnost polohového snímače je 1,5 mm pro každou souřadnicovou osu (Krejčí et al., 2004).



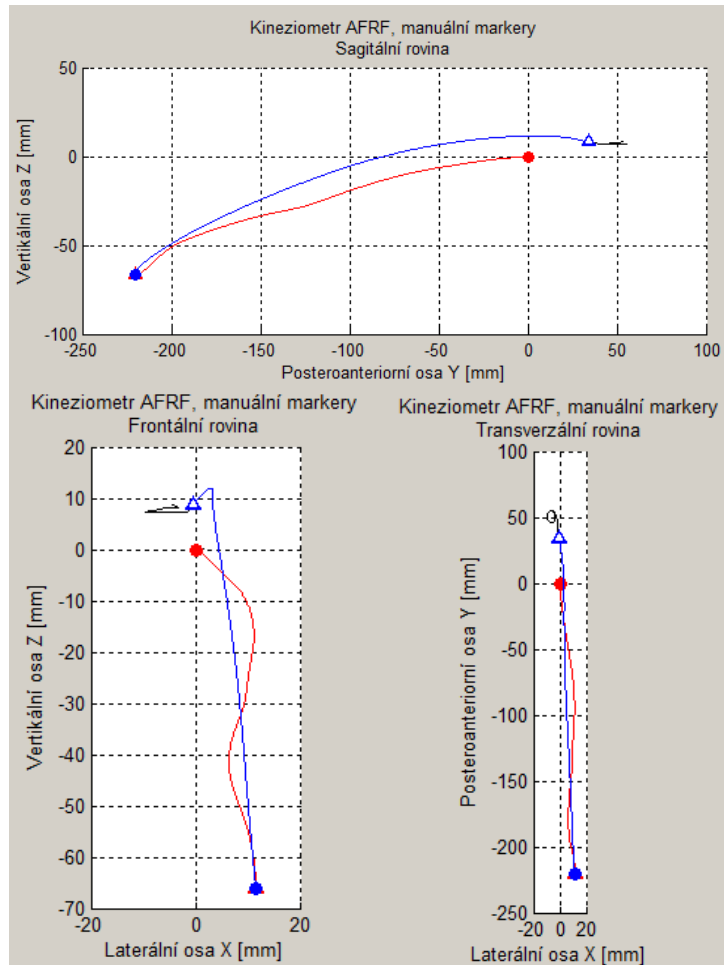
Legenda:

- K - hrot s kuličkou
- a, b - ramena polohového snímače
- x_0, y_0, z_0 - souřadnice měřeného bodu
- γ, α, β - úhly rotace snímané rotačními inkrementálními snímači

Obrázek 11. Geometrický model polohového snímače s rovným ramenem a měřicí kuličkou na konci (Krejčí et al., 2004)

Poloha měřeného bodu K je vzorkována frekvencí 250 vzorku za sekundu. Ze vzorku sejmutých během pohybu segmentu je sestrojena příslušná trajektorie pohybu zvoleného segmentu. Software umožňuje výpočet okamžité polohy bodu v 3D soustavě souřadnic X, Y, Z , která je online zobrazována v sagitální, frontální a transverzální rovině (Obrázek 12). Ze změřené trajektorie lze matematickými funkcemi získat okamžitou hodnotu rychlosti (Obrázek 13), zrychlení bodu, okamžitou hodnotu úhlové rychlosti, úhlového zrychlení v daném čase. Také mohou být spočítány minimální

a maximální hodnoty dosažené během pohybu. V případě opakovaného pohybu lze určit míru shody jednotlivých opakování (Krejčí et al., 2004).



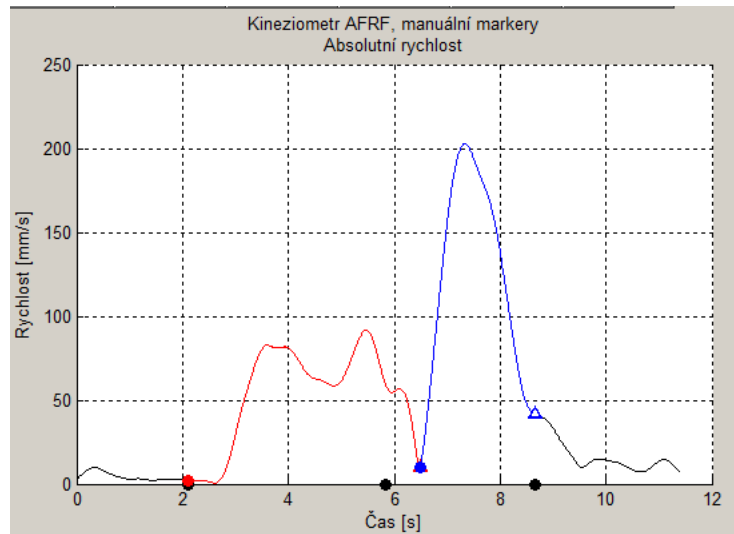
Legenda:

AFRF - TPN

Obrázek 12. Zobrazeny trajektorie pohybu v sagitální, frontální a transverzální rovině přímo z programu DTP-3 v počítači. Pokus spontánního TPN bez pěnových podložek probanda s NBDZ. Červenou barvou je zobrazen pohyb vpřed a modrou pohyb nazpět, v našem případě vzad. Vyplněné kolečko je začátek pohybu a prázdný trojúhelník je značka konce pohybu

Zvolený princip a konstrukční řešení diagnostického systému umožňuje diagnostikovat parametry držení těla s požadovanou přesností ve statickém i dynamickém režimu. Rozšířena funkce monitorování trajektorie pohybu segmentu lidského těla umožňuje dále řešení celé řady úloh především v biomechanice a fyzioterapii, kdy je základním požadavkem monitorování trajektorie pohybu segmentu lidského těla, včetně výpočtu jeho dynamických parametrů (Obrázek 14). S možností

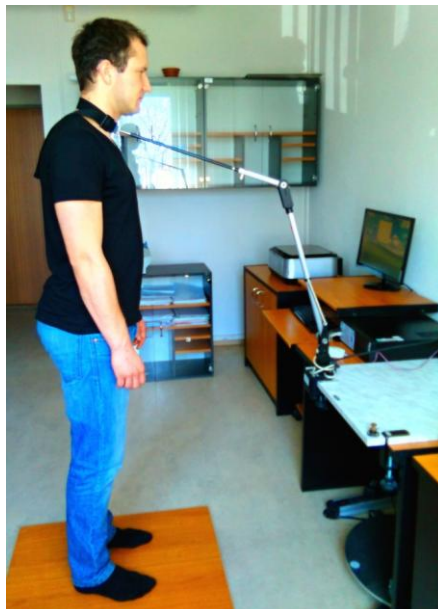
využití v oblasti posuzování efektu rehabilitačních cvičení a procedur (Krejčí et al., 2004).



Legenda:

AFRF - TPN

Obrázek 13. Graf rychlosti pohybu sledovaného bodu na krku probanda s NBDZ při spontánním TPN. Červenou barvou je zobrazen pohyb vpřed a modrou pohyb nazpět, v našem případě vzad. Vyplněné kolečko je začátek pohybu a prázdný trojúhelník je značka konce pohybu



Obrázek 14. Výchozí pozice probanda s upevněným pohyblivým ramenem skrze kuličku vsazenou do objímky kolem krku. Dřevěné podložky pod nohama znázorňují silové plošiny. Proband je pouze ilustrativní, není zařazen v žádné výzkumné skupině

Tabulka 1. Seznam výstupních parametrů zaznamenaných kineziometrem DTP-3

Pohyb vpřed do předklonu	Pohyb vzad do výchozí pozice
Počáteční bod X [mm]	Koncový bod X [mm]
Počáteční bod Y [mm]	Koncový bod Y [mm]
Počáteční bod Z [mm]	Koncový bod Z [mm]
Přímá vzdálenost [mm]	Přímá vzdálenost [mm]
Délka trajektorie [mm]	Délka trajektorie [mm]
Úhlová odchylka [°]	Úhlová odchylka [°]
Maximální rychlost [mm/s]	Maximální rychlost [mm/s]
Průměrná rychlost [mm/s]	Průměrná rychlost [mm/s]
Doba pohybu [s]	Doba pohybu [s]
Standardní odchylka X [mm]	
Standardní odchylka Y [mm]	
Standardní odchylka Z [mm]	

Některé pohybové parametry mohou být odvozeny z 3D analýzy pohybu páteře v reálném čase například úhlová rychlost, akcelerace, plynulost pohybu. Vývoj těchto technik pro měření se snaží eliminovat nedostatky a přizpůsobit se co nejvíce potřebám měření pro NBDZ, ovšem skutečná užitečnost prozatím zůstává kontroverzní. Měření pohybu jsou pravděpodobně ovlivněny několika subjektivními faktory, jako je anamnéza pacienta, motivace, úsilí, strach a další psychosociální stavy, stejně tak i skutečné fyzické schopnosti (Mieritz et al., 2014).

2.6 Další použité metody

2.6.1 Funcional reach test

Klinické měření rovnováhy navrženo již v roce 1990, pohybový úkol testu je s nataženými pažemi dosáhnout co nejdál dopředu a přitom zůstat ploskami nohou na zemi. Výzkumné měření samotného autora dosahového testu (Functional Reach)

probíhalo zároveň se snímáním COP na silových plošinách. Výsledkem byla korelace, přesnost a stabilita testu v porovnání se silovými plošinami, které jsou běžně používány k měření rovnováhy. Důležitou proměnnou je věk a výška probandů (Duncan, Weiner, Chandler, & Studenski, 1990).

V novější práci Newton (2001) došlo k inovaci testu a byl prováděn v předozadním i laterálním směru. Tedy úkolem bylo s nataženou paží dosáhnout co nejdále vpřed, doprava, doleva a naklonit se dozadu, vždy s chodidly na podložce. Multi-Directional Reach test je spolehlivý a účinný nástroj pro měření stability v těchto čtyřech směrech. Hodnoty získané na relativně zdravé skupině probandů ve věku 74.1 ± 7.9 let slouží jako norma pro screening populace.

Studie Shameela, Pais, Saad, & Nusaibath (2015) zkoumala korelaci body mass indexu, Functional reach testu, Sit and reach testu v porovnání s dotazníkem Oswestry low back pain disability questionnaire u pacientů s NBDZ. Functional reach test v této práci neměl statisticky významnou korelaci s dotazníkem. Nevýhodou studie bylo, že korelace byla vypočtena mezi dotazníkem a klinickým vyšetřením oproti předchozím studiím, kde k porovnání sloužily silové plošiny.

2.6.2 Hodnocení posturální stability silovými plošinami

U pacientů s NBDZ je narušena souhra trupového svalstva a jeho neurálního řízení, které může omezovat jak pohyb trupu, tak kyčelních kloubů během posturálních situací. Studie Mok, Brauer, & Hodges (2004) poukazovala na omezení kyčelní strategie posturální stability při bilaterálním stoji, statisticky významné u pokusu se zavřenými očima. Byla použita mimo hodnocení plnění pohybových úkolů, metoda analýzy COP, která ukázala, že lidé nejsou schopni kontrolovat kyčelní strategii. Navíc se COP u pacientů s NBDZ nachází více posteriorně než u zdravých lidí. To je zdůvodněno zvýšenou lordotizací páteře, které způsobuje snížení bolesti (Mientjes & Frank, 1999).

Ve studii Kiers, Dieën, Brumagne, & Vanhees (2015) použili k měření silové plošiny a hodnotili posturální strategii ve stoji u pacientů s nespecifickou bolestí dolní části zad a kontrolní skupiny. Výsledkem bylo, že obě skupiny vykazovaly titubace, ale u skupiny NBDZ byly navíc nepravidelné s vyšší frekvencí. Stejně z výzkumu vyplývají změny v propioceptivní aferentaci. Pokusy byly různého charakteru s mnoha

proměnnými. Výsledkem byl navržený model řízení pohybu, kdy skupina NBDZ používala při pohybové strategii více ko-kontrakce svalů s menší kognitivní kontrolou.

Potvrzení zhoršené rovnováhy pacientů s NBDZ vlivem snížené propiocepce z dolních končetin přinesla i studie Volpe et al. (2005). Uvádějící, že během běžných posturálních situací bývá využívána hlezenní strategie. Autoři diskutovali nad problémem změn v posturální kontrole u pacientů s NBDZ, které nebyly způsobeny až tak vyskytující se bolestí, ale změnami posturální strategie způsobenými dysfunkcí periferní propiocepce nebo poruchou centrálního zpracování propioceptivní informace. Výsledky studie ukazovaly, že pacienti s NBDZ mají ve stoji zhoršenou schopnost posturální stability, která je nejpatrnější při redukci vizuálních podnětů (zavřené oči).

2.6.2.1 Posturální stabilita

Lidské tělo je ve vzpřímeném držení ve stoje nestabilní systém, z biomechanického hlediska. Základním úkolem posturálního systému je udržení rovnovážného stavu. Systém vzpřímeného držení těla má tři složky – senzickou, do které patří propiocepce, zrak a vestibulární aparát, řídicí složku, kterou zajišťuje CNS a výkonnou, kterou je svalově-kosterní aparát. Tyto složky zajišťují tzv. posturální stabilitu, neboli schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu (Vařeka, 2002a).

Udržení postury probíhá dynamicky, přestože se zevně jeví jako statická činnost. Dochází k balancování a vyvažování zaujaté polohy, což také zajišťuje připravenost k přechodu z klidu do pohybu. Zřejmá je provázanost mezi posturálním a lokomočním systémem. Špatné posturální zajištění vede k nepřesnému a neefektivnímu pohybu, k přetížení podpůrného aparátu a poruše jeho struktury. Například pokud nastane situace, kdy tonické svaly nejsou schopny udržet danou polohu (při náhlé změně situace), je nutný zásah fázických svalů, aby se zabránilo destabilizaci a případnému pádu (Véle, 2006).

2.6.2.2 Biomechanické parametry

Z biomechanického hlediska se při stoji popisuje několik pojmů, které jsou u každého individuální. Patří mezi ně opěrná plocha, opěrná báze, těžiště, průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze a COP.

Opěrná plocha je plocha kontaktu podložky s povrchem těla, která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze a slouží k aktivní opoře a kontrole posturální stability. Ve vzpřímeném stoji je tvořena ploškami nohou. Opěrná báze je plocha ohraničená nejbližšími hranicemi opěrné plochy. Změny opěrné báze mají vliv na řízení posturální stability prostřednictvím propiocepce a exterocepce (Vařeka, 2002a).

Těžiště je působiště tíhové síly, která působí na hmotné těleso. Je to imaginární místo, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. Z biomechanického hlediska je možné stanovit těžiště pro každý segment těla, ale z kineziologického je možné o něm hovořit pouze při zaujetí postury (Janura, 2003; Vařeka, 2002a). Při statické zátěži by mělo být těžiště každého úseku těla uloženo kolmo nad oblastí, které mu slouží jako opěrná báze a nejlépe blízko jeho středu (Lewit, 2003). Průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze (COG) a ve statické poloze se nachází vždy uvnitř této báze. COP je působiště vektoru reakční síly podložky a jeho polohu lze vypočítat z hodnot reakční síly naměřených v rozích silové plošiny nebo vypočítat pomocí tlaků snímaných senzory přímo z opěrné plochy. COP může být shodné s COG v případě dokonale tuhého tělesa a v lidském těle se objevují pouze asociace mezi COP a vertikální projekcí COG. Poloha COP je ovlivněna nejen polohou těžiště, ale i svalovou aktivitou. Změny polohy COP v klidném stoji jsou považovány za projev neustálé řídicí činnosti CNS, který se neustále snaží udržet posturální stabilitu pomocí rovnovážných reakcí. Cílem je udržení COP a COG uvnitř opěrné báze (Vařeka, 2002a).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Cíl práce

Cílem práce bylo zhodnocení projevů hrubé motoriky kineziometricky a na silových plošinách v testu předklonu s výdrží a návratu do výchozí pozice a schopnosti reprodukovat tento pohybový manévr u osob s nespecifickými bolestmi dolní části zad a u kontrolního souboru.

Hypotézy

H₀₁ – V žádném ze sledovaných kineziometrických ukazatelů se v testu předklonu s výdrží a návratu do výchozí pozice (TPVN) neliší nálezy mezi souborem osob s nespecifickými bolestmi dolní části zad a kontrolním souborem.

H₀₂ – V žádném ze sledovaných ukazatelů se při vyšetření na silových plošinách v testu předklonu s výdrží a návratu do výchozí pozice (TPVN) neliší nálezy mezi souborem osob s nespecifickými bolestmi dolní části zad a kontrolním souborem.

H₀₃ – V kineziometrickém vyšetření se neliší schopnost reprodukovat zvolený test hrubé motoriky mezi souborem osob s nespecifickými bolestmi dolní části zad a kontrolním souborem.

Výzkumné otázky

Lze kineziometrickým vyšetřením registrovat rozdíly pro ukazatele rozsahů a rychlostí provedení zvoleného testu hrubé motoriky mezi souborem osob s nespecifickými bolestmi dolní části zad?

Lze při vyšetření na silových plošinách prokázat rozdíly v provedení zvoleného testu hrubé motoriky mezi osobami s nespecifickými bolestmi dolní části zad a kontrolním souborem?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Do výzkumu bylo zařazeno 31 probandů, kteří byli rozděleni do dvou výzkumných souborů. Kontrolní soubor tvořilo 16 probandů (9 mužů, 7 žen) bez subjektivních bolestí a bez onemocnění pohybového a nervového systému v anamnéze. V průměrném věku 41,1 let, o průměrné hmotnosti 79,4 kg a průměrné výšce 178,3 cm. Experimentální skupinu s nespecifickými bolestmi dolní části zad (NBDZ) tvořilo 15 probandů (5 mužů, 10 žen) s diagnózami M545, M548, M549, M538, M539 a bolestí trvající déle jak 6 týdnů. v průměrném věku 52,2 let, o průměrné hmotnosti 76,3 kg a průměrné výšce 170,9 cm. U probandů nebyly přítomny žádné neurologické příznaky kořenového dráždění, ani dalšího onemocnění nervového nebo pohybového systému.

Po provedení kineziologického vyšetření a odebrání anamnézy byly vytvořeny zúžené soubory probandů obou skupin, podle zpřisňujících klinických kritérií. Z kontrolního souboru byli vyřazeni probandi, kteří měli výrazné pohybové omezení, dle kineziologického vyšetření: Thomayerova zkouška více jak 10 cm, Schoberova distance méně jak 5 cm, lateroflexe páteře se stranovým rozdílem 5 a více cm, Functional Reach test méně jak 30 cm. Dále bylo přihlédnuto například k omezeným rotacím v kyčelních kloubech. Z experimentální skupiny byli vyřazeni probandi s kineziologickým vyšetřením nenasvědčujícím žádným výrazným dysbalancím svalově-kosterního aparátu a s hodnotami testů podobajícím se kontrolní zdravé skupině: Thomayerova zkouška 0 a méně cm, Schoberova distance 5 a více cm, lateroflexe páteře bez stranového rozdílu, Functional Reach test 35 cm a více, VAS méně jak 10 mm (Tabulka 2).

Výsledné zúžené soubory obsahovaly celkem 14 probandů zařazených do výzkumu. Soubor 7 probandů představovali pacienti s nespecifickou bolestí dolní části zad (NBDZ) trvající déle jak 6 týdnů (3 muži a 4 ženy) v průměrném věku 54,5 let, o průměrné hmotnosti 79,3 kg a průměrné výšce 172,4 cm. Kontrolní soubor tvořilo 7 probandů (3 muži a 4 ženy) v průměrném věku 42,6 let, o průměrné hmotnosti 77 kg a průměrné výšce 177,6 cm.

Všechny vyšetřované osoby byly předem seznámeny s průběhem měření a souhlasily s použitím získaných dat pro účely výzkumu.

4.1.1 Klinické vyšetření

V obou souborech každý proband vyplnil anamnestický dotazník, který byl zaměřen na vyloučení úrazů a operací, a na sportovní a pracovní anamnézu. Probandi experimentální skupiny navíc vyplnili dotazník, který byl zaměřen na interferenci intenzity bolestí s denními aktivitami, krátkou formu dotazníku McGillovy univerzity podle Melzacka a vizuální analogovou škálu intenzity bolesti. Následovalo kineziologické vyšetření (příloha 1) pro obě skupiny se zaměřením na testy, které lze číselně vyjádřit (Tabulka 2).

Tabulka 2. Vybrané hodnoty z dotazníků a kineziologického vyšetření, průměry zúženého experimentálního (n=7) a kontrolního (n=7) souboru

Proband	VAS [mm]	DIBDA	Thomayerova zkouška [cm]	Schoberova distance [cm]	lateroflexe páteře [cm]	Functional Reach test [cm]
L	38,1	2	10,3	3,9	rozdíl 5,3	28,9
K	0	0	1,4	5,3	rozdíl 1,1	38,9

Legenda:

- VAS - vizuální analogová škála
 DIBDA - dotazník interference intenzity bolestí s denními aktivitami
 L - experimentální skupina NBDZ
 K - kontrolní skupina zdraví

4.3 Metodika výzkumu

Výzkum probíhal v laboratoři katedry Fyzioterapie FTK UPOL v období březen až červenec 2015. Vždy byli přítomni dva zdravotničtí pracovníci vykonávající měření, jeden ovládal přístroj DTP-3 a druhý silové plošiny Kistler. V místnosti byla pokojová teplota okolo 22 °C a nebyly přítomny žádné rušivé vlivy. Všichni probandi byli předem seznámeni s průběhem měření a podepsali Informovaný souhlas (Příloha 2).

Následovalo vyplnění anamnestického dotazníku se zaměřením na údaje o bolesti. Dále proběhlo kineziologické vyšetření v místnosti vedle laboratoře. Následovalo měření na přístrojích v laboratoři. Projekt diplomové práce byl schválen Etickou komisí FTK UP (Příloha 3).

4.3.1 Vybavení

K analýze posturální stability byly použity silové plošiny typu Kistler (typ 9286AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland), které detekují reakční sílu podložky. Výstupem měření je popis vektoru reakčních sil (antero-posteriorní a medio-laterální). Působíště reakční síly se nazývá COP.

K analýze pohybového testu (TPVN, TPN) byl použit přístroj s mikropočítačovým polohovým systémem DTP-3 se softwarem „Systém DTP-3“ pro dynamický režim měření (Univerzita Palackého, Olomouc, ČR). Systém DTP-3 umožňuje export ukazatelů z metodiky „Kineziometr AFRF“ a „Kineziometr AFMAX“. Výstupem je trajektorie pohybu bodu na konci pohyblivého ramene přístroje, zobrazené v kartézské soustavě souřadnic x, y, z. Matematickými funkcemi lze vypočítat další charakteristiky pohybu, které byly použity jako výstupní parametry (Tabulka 3).

Tabulka 3. Seznam použitých parametrů z přístroje DTP-3

Pohyb vpřed do předklonu	Pohyb vzad do výchozí pozice
Počáteční bod X [mm]	Koncový bod X [mm]
Počáteční bod Y [mm]	Koncový bod Y [mm]
Počáteční bod Z [mm]	Koncový bod Z [mm]
Přímá vzdálenost [mm]	Přímá vzdálenost [mm]
Délka trajektorie [mm]	Délka trajektorie [mm]
Maximální rychlost [mm/s]	Maximální rychlost [mm/s]
Standardní odchylka X [mm]	
Standardní odchylka Y [mm]	
Standardní odchylka Z [mm]	

4.3.2 Metody měření

Proband byl měřen v pohodlném oblečení bez bot. Byl mu vysvětlen pohybový test ve všech čtyřech provedeních. Jeden z pracovníků upevnil objímku na krku probanda ve výši C7 a instaloval hrot s kuličkou pohyblivého ramene přístroje DTP-3 na ventrální stranu krku. Poté se proband postavil na kalibrované silové plošiny Kistler čelem k bázi přístroje s pohyblivým ramenem. Při současném spuštění silových plošin a DTP-3 proband provádí test.

Provedení testu TPVN, TPN: test předklonu trupu s výdrží nebo bez výdrže a návratem do výchozí pozice je proveden tak, aby plošky nohou byly celou plochou na silových plošinách s chodidly od sebe na šířku pánve. Tak aby krční páteř svým pohybem umožnila předklon páteře při stále upevněném pohyblivém ramenu přístroje na krku. U pokusu bez výdrže bezprostředně po provedení pohybu dopředu následoval návrat do výchozí pozice. Tohle měření se opakovalo třikrát, mezi každým pokusem byl proband požádán o sestoupení se silových plošin pro jejich kalibraci.

Při dalším typu pokusu byl proband instruován k provedení testu do maxima předklonu trupu, při stálém kontaktu upevněného ramene přístroje. S výdrží 5 sekund v konečné pozici a návratem do výchozího postavení, provedeno dvakrát se sestoupením z plošin mezi pokusy. Tyto dva typy měření byly provedeny stejně s vložením pěnových podložek pod chodidla probanda.

Celkem bylo provedeno 10 pohybových úkolů, skládajících se ze dvou typů pokusů bez výdrže a maxima rozsahu pohybu, po třech opakováních. A dvou typů s výdrží a maximem rozsahu pohybu po dvou opakováních. Dva typy testů bez výdrže (TPN) byly prováděny v rámci nácviku. Dva typy testů s maximem rozsahu pohybu do flexe a výdrží (TPVN) byly hodnoceny a zpracovány statisticky. Měření probíhalo současně kineziometrem DTP-3 měřící pohybu bodu v prostoru a pomocí silových plošin měřící pohyb COP. Byly sledovány velikosti posturálních odchylek COP v antero-posteriorním a medio-laterálním směru. Na přístroji DTP-3 byly sledovány parametry počáteční bod x , y , z a koncový bod x , y , z , na základě kterých byla určena standardní odchylka na ose x , y , z . Dále byly měřeny parametry přímá vzdálenost, délka

trajektorie a maximální rychlost samostatně při předklonu i návratu do výchozí pozice (Tabulka 4).

Tabulka 4. Přehled prováděných testů

1. pokus AFRF bez pěnových podložek	1. pokus AFRF s pěnovými podložkami
2. pokus AFRF bez pěnových podložek	2. pokus AFRF s pěnovými podložkami
3. pokus AFRF bez pěnových podložek	3. pokus AFRF s pěnovými podložkami
1. pokus AFMAX bez pěnových podložek	1. pokus AFMAX s pěnovými podložkami
2. pokus AFMAX bez pěnových podložek	2. pokus AFMAX s pěnovými podložkami

Legenda:

AFRF - *TPN*

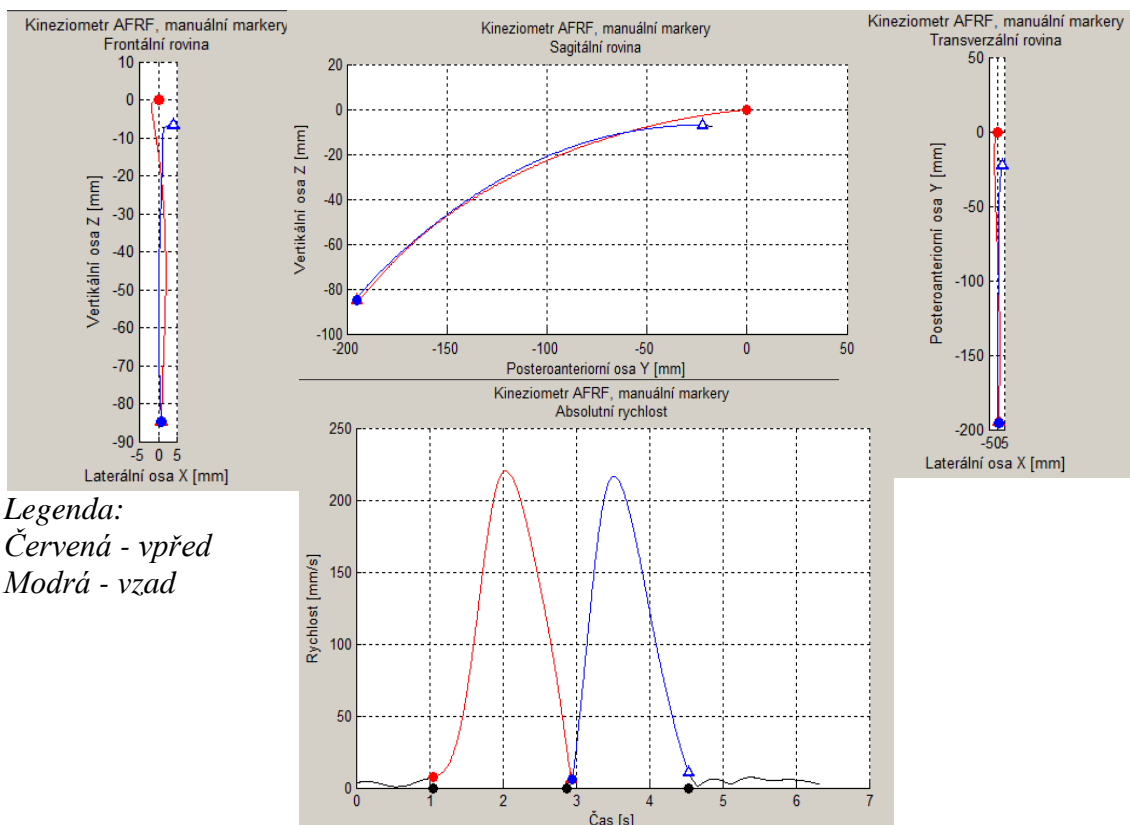
AFMAX - *TPVN*

Měřené pokusy vyjádřené zkratkami z přístroje DTP-3 s obrázky. Na obrázcích jsou silové plošiny znázorněny dřevěnou podložkou a proband je pouze ilustrativní, nepatřící do žádné z výzkumných skupin:

TPN bez pěnových podložek (Obrázek 15) se zobrazenými parametry ze systému DTP-3 u probanda kontrolní skupiny (Obrázek 16).

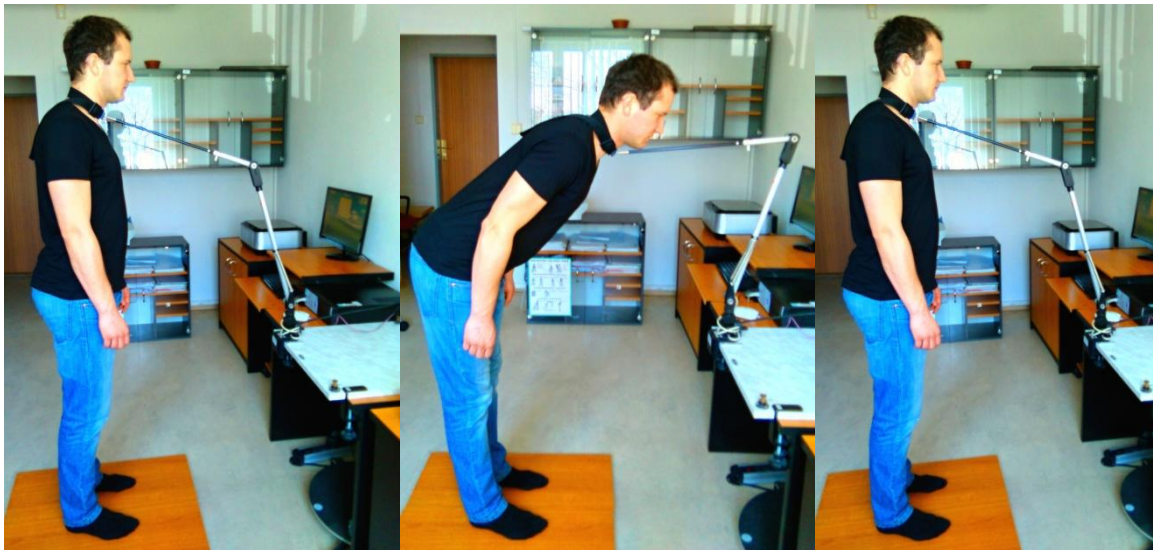


Obrázek 15. TPN bez pěnových podložek, výchozí pozice vlevo

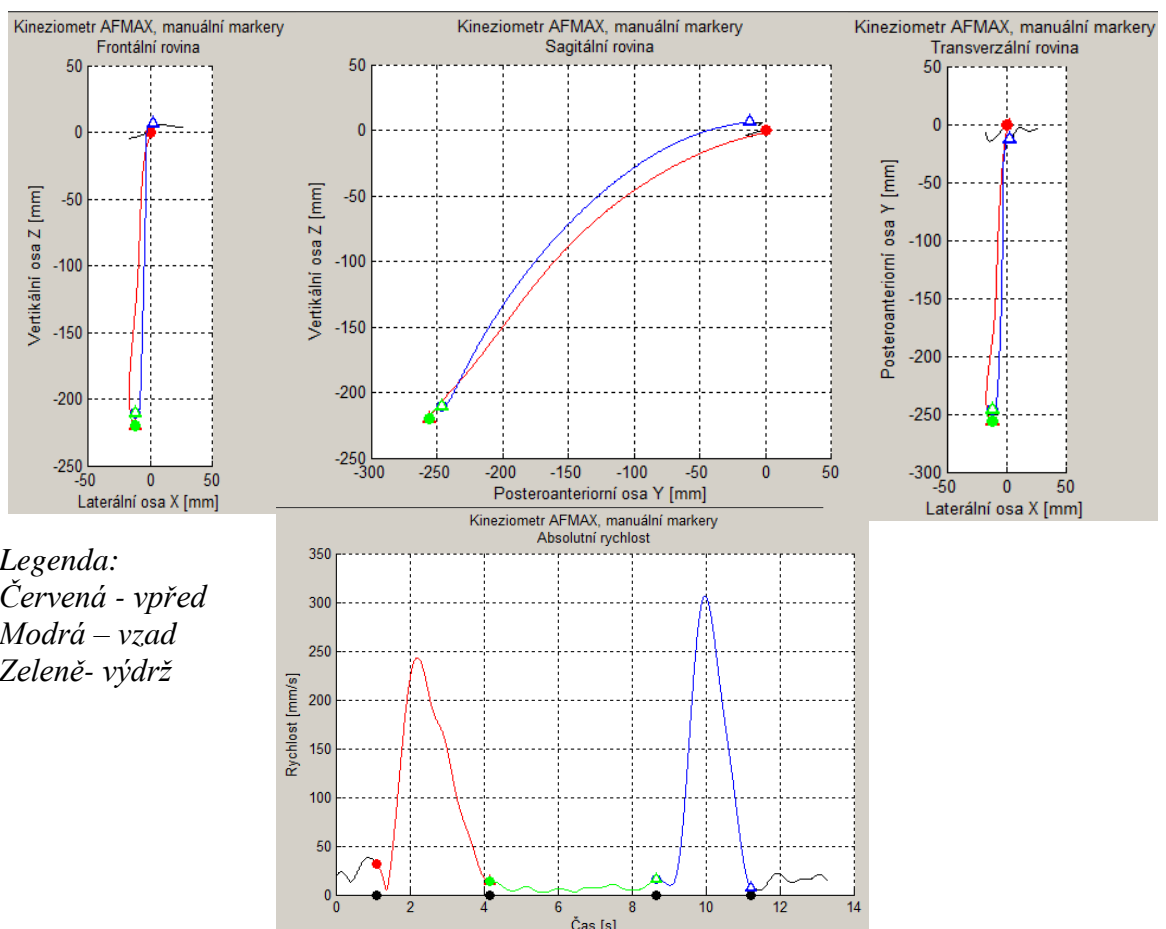


Obrázek 16. Zobrazení trajektorie pohybu ve třech rovinách a graf absolutní rychlosti

TPVN bez pěnových podložek (Obrázek 17) se zobrazenými parametry ze systému DTP-3 u probanda kontrolní skupiny (Obrázek 18).



Obrázek 17. TPVN bez pěnových podložek, výchozí pozice vlevo

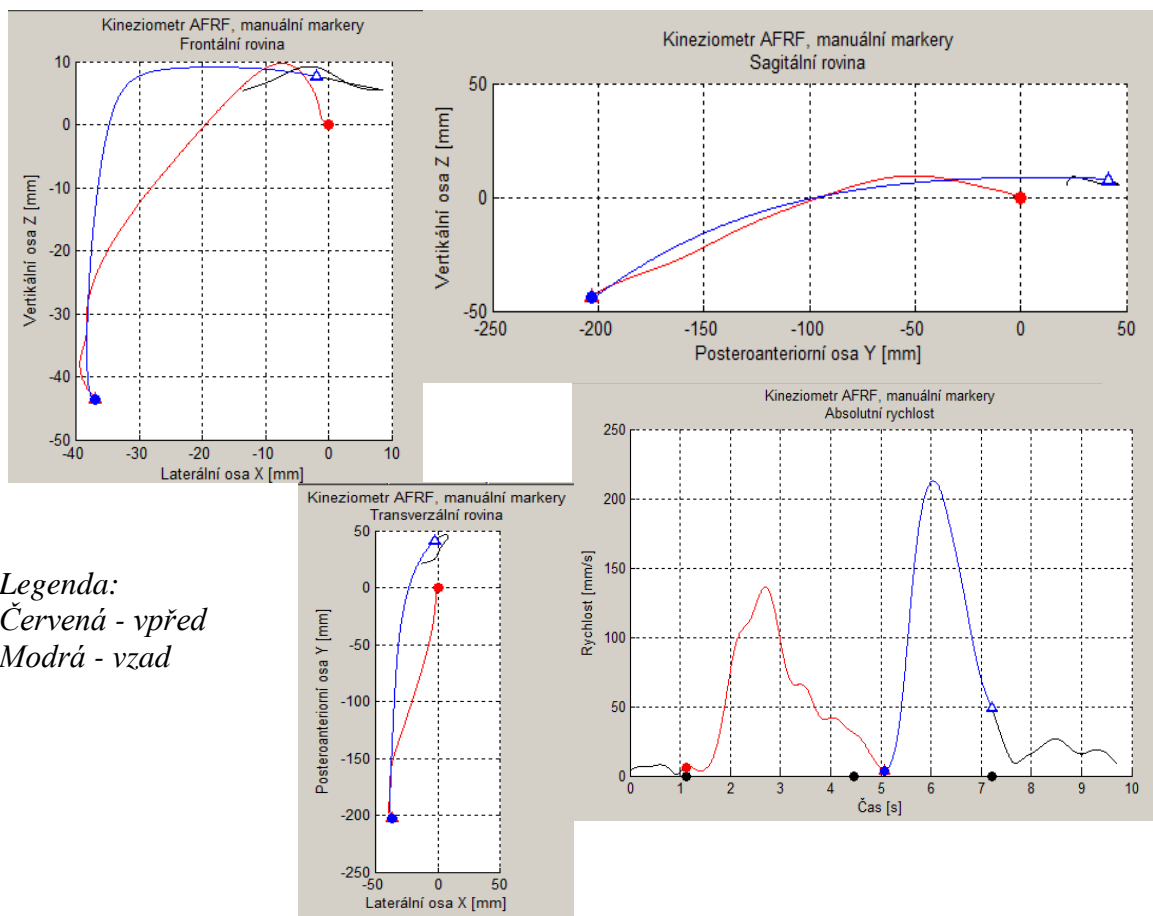


Obrázek 18. Zobrazení trajektorie pohybu ve třech rovinách a graf absolutní rychlosti

TPN s pěnovými podložkami (Obrázek 19). Zobrazené parametry ze systému DTP-3 u probanda NBDZ skupiny (Obrázek 20).



Obrázek 19. TPN s pěnovými podložkami, vlevo výchozí pozice

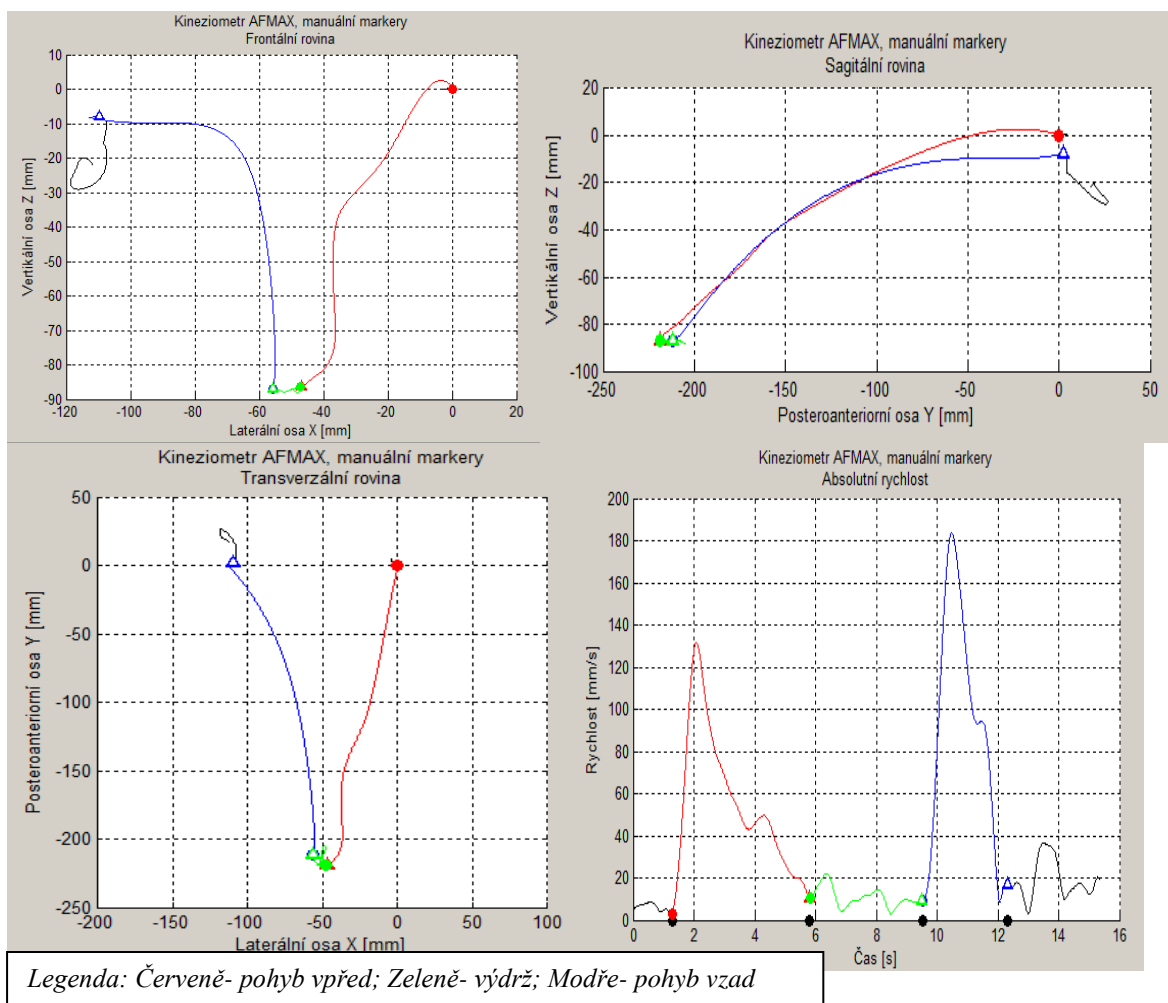


Obrázek 20. Zobrazení trajektorie pohybu ve třech rovinách a graf absolutní rychlosti

TPVN s pěnovými podložkami (Obrázek 21). Zobrazené parametry ze systému DTP-3 u probanda NBDZ skupiny (Obrázek 22).



Obrázek 21. TPVN s pěnovými podložkami, vlevo výchozí pozice



Obrázek 22. Zobrazení trajektorie pohybu ve třech rovinách a graf absolutní rychlosti

5 METODY STATISTICKÉHO ZPRACOVÁNÍ

Hodnoty jednotlivých parametrů získaných ze silových plošin Kistler a přístroje DTP-3 byly převedeny k dalšímu zpracování do programu MS Excel 2007. Získaná data byla statisticky zpracována pomocí programu STATISTIKA 8.0. U hodnocených typů dosahových testů a jejich sledovaných parametrů byla určena základní popisná statistika (aritmetický průměr, medián, minimum, maximum, směrodatná odchylka, variační koeficient, šikmost, špičatost). Dále byly zpracovány neparametrické testy: Mann-Whitneyův U test, Spearmanův korelační koeficient. Výsledky byly určeny na hladině statistické významnosti $p < 0,0500$.

6 VÝSLEDKY

Výsledky budou rozděleny na dvě hlavní kapitoly, pro celý soubor ($n=31$) a zúžený soubor ($n=14$), v obou souborech jsou dvě skupiny probandů. Skupina probandů s nespecifickými bolestmi dolní části zad označena „NBDZ“ a kontrolní zdravá skupina „K“.

6.1 Výsledky celého souboru

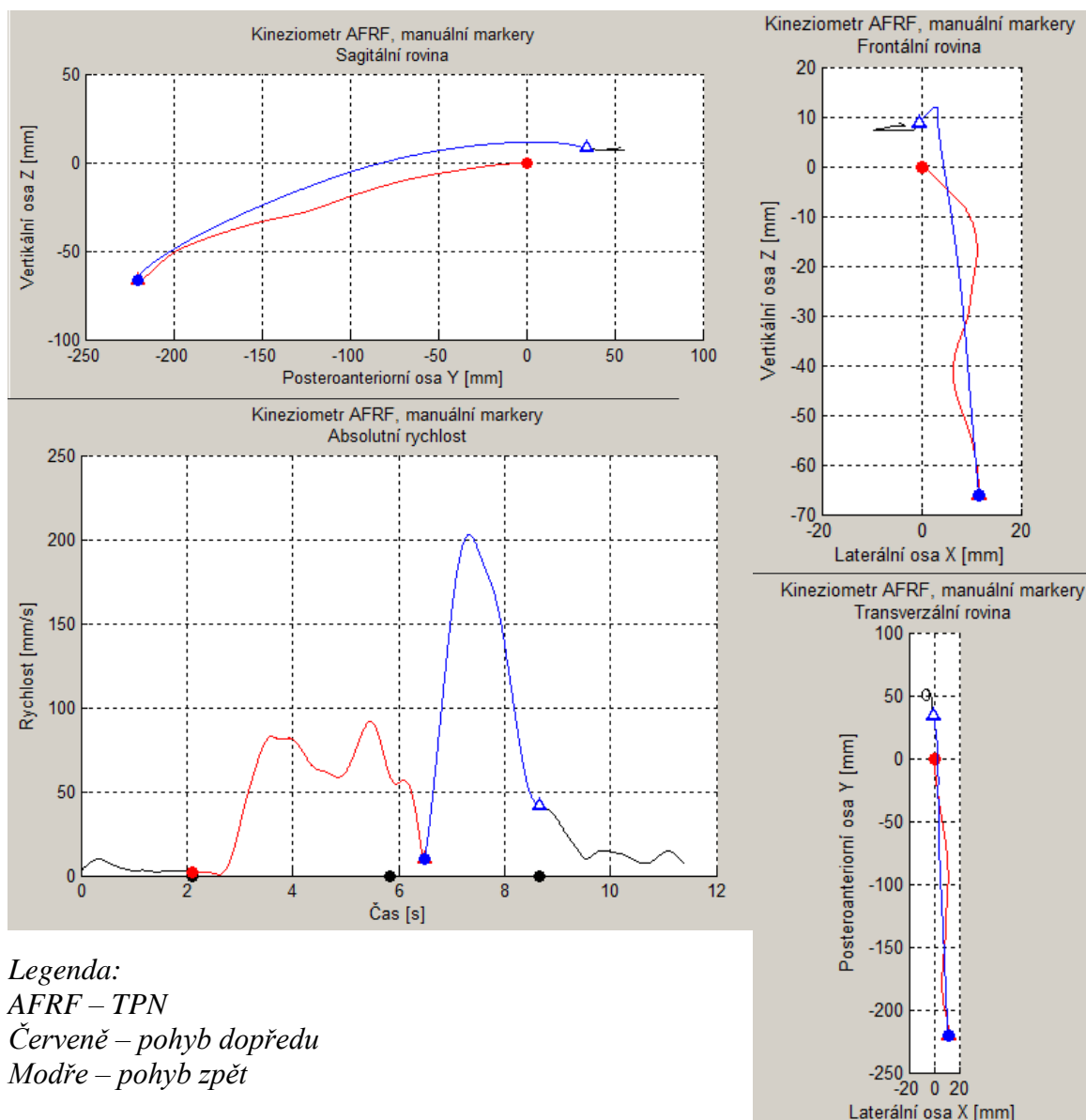
Celý soubor probandů obsahoval skupinu NBDZ ($n=15$) a skupinu K ($n=16$). Obě skupiny provedly test předklonu trupu ve dvou hodnocených (TPVN) a dvou zkušebních (TNP) variantách s příslušným počtem opakování (Tabulka 4). Popisná statistika je součástí přílohy, data ze silových plošin (Příloha 4), z přístroje DTP-3 (Příloha 5). Při porovnání některých parametrů z přístroje DTP-3, můžeme vidět rozdíly mezi skupinami například v maximální rychlosti provedení pohybu, která byl vyšší pro kontrolní skupinu, v přímé vzdálenosti a délce trajektorie provedeného testu s vyššími hodnotami pro kontrolní skupinu. Statistický rozdíl mezi těmito dvěma skupinami ($p=0,3231$, $p=0,3954$, $p=0,4408$) však nedosáhl hladiny statistické významnosti ($p<0,0500$).

6.1.1 Porovnání mezi skupinami

Statistický rozdíl mezi skupinami NBDZ ($n=15$) a K ($n=16$) nedosáhl hladiny statistické významnosti ($p<0,0500$) u silových plošin, kde jsou uvedeny i pokusy TPN

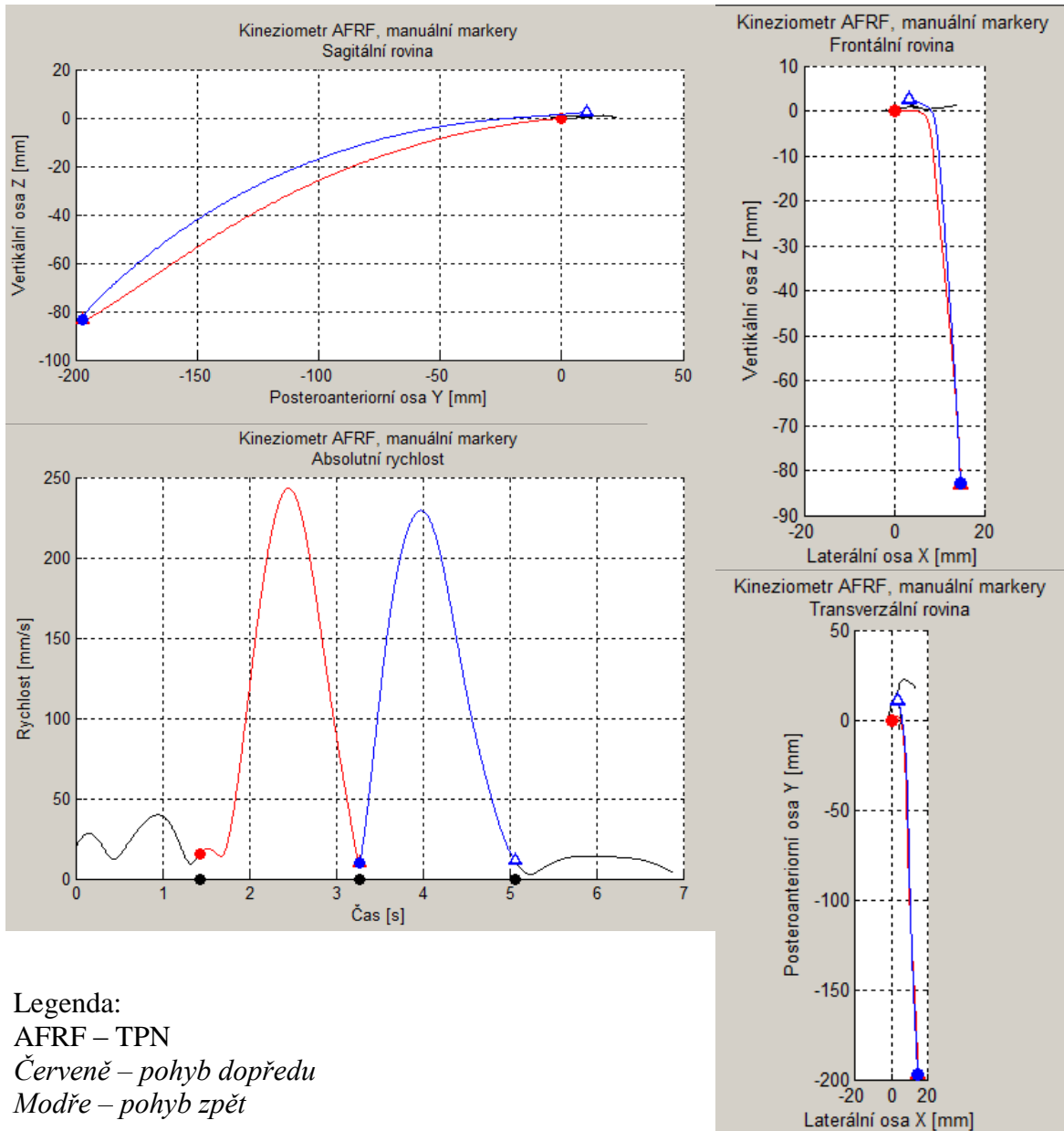
(Příloha 6) ani u přístroje DTP-3 (Příloha 7). Pro názornost byl vybrán jeden proband z experimentální skupiny a jeden proband z kontrolní skupiny celého souboru pro porovnání klinického nálezu a parametrů z DTP-3 při spontánním pokusu TPN (Obrázek 25, Obrázek 26). Na obrázcích můžeme vidět rozdíl v provedení pohybu, znázorněno barevně trajektorií pohybu nebo grafem maximální rychlosti. Pro kontrolní skupinu je charakteristická plynulost křivek a vyvážený poměr rychlosti mezi pohybem vřed a zpět.

Proband	VAS [mm]	DIBDA	Thomayerova zkouška [cm]	Schoberova distance [cm]	lateroflexe páteře, rozdíl [cm]	Functional Reach test [cm]
NBDZ	40	2	0	4	4	30,5



Obrázek 25. Proband NBDZ skupina

Proband	VAS [mm]	DIBDA	Thomayerova zkouška [cm]	Schoberova distance [cm]	lateroflexe páteře, rozdíl [cm]	Functional Reach test [cm]
Kontrolní	0	0	0	5	0	45



Obrázek 26. Proband kontrolní skupina

6.2 Výsledky zúženého souboru

Zúžený soubor probandů obsahoval skupinu NBDZ (n=7) a skupinu K (n=7). Obě skupiny provedly test předklonu trupu ve dvou hodnocených (TPVN) a dvou zkušebních (TNP) variantách s příslušným počtem opakování (Tabulka 4). Popisná statistika je součástí přílohy, data ze silových plošin (Příloha 8), z přístroje DTP-3 (Příloha 9). Pro přehlednost byla u těchto souborů hodnocena data z pokusů TPVN, tedy testu předklonu trupu do maxima rozsahu pohybu s výdrží v konečné pozici a návratem do výchozí polohy. U zúžených souboru, které eliminovaly variabilitu mezi jedinci dle kineziologického vyšetření, můžeme vidět rozdíly u jednotlivých parametrů (maximální rychlost, přímá vzdálenost, délka trajektorie, standardní odchylka, odchylka COP). Rozdíl v naměřených hodnotách, parametru z přístroje DTP-3 standardní odchylka na ose x, dosáhl hladiny statistické významnosti ($p < 0,0500$) mezi skupinami NBDZ a K. Stejně tak rozdíl v naměřených hodnotách, odchylek COP na silových plošinách na ose x, dosáhl hladiny statistické významnosti ($p < 0,0500$).

6.2.1 Porovnání mezi skupinami

Mezi zúženými výzkumnými skupinami NBDZ (n=7) a K (n=7) dosáhly některé hodnoty statisticky významného rozdílu. Při měření na silových plošinách je na hladině statistické významnosti pokus AFMAX_bez_rozsah X [cm] – ML (TPVN, bez pěnových podložek), kde byl statisticky významný rozdíl ($p = 0,0298$) odchylky COP na ose x v medio-laterálním směru u skupiny NBDZ. Vyjádřeno tabulkou a krabicovým grafem (Tabulka 5, Obrázek 27). Zbývající hodnoty ze silových plošin v porovnání mezi skupinami testem Mann-Whitney nejsou na hladině statistické významnosti. Tedy pokusy TPVN v antero-posteriorním směru s pěnovými podložkami i bez pěnových podložek a TPVN v medio-laterálním směru s pěnovými podložkami. V příloze jsou uvedeny i zkušební pokusy TPN a jejich odchylky na ose x a y (Příloha 10).

Další statisticky významné rozdíly mezi zúženými výzkumnými skupinami NBDZ (n=7) a K (n=7) byly naměřeny pomocí kineziometru DTP-3 u parametru standardní odchylka na ose x v medio-laterálním směru. Statisticky významného rozdílu dosáhly dva pokusy měření AFMAX (TPVN)_bez pěnových podložek ($p = 0,0409$)

a AFMAX (TPVN)_s pěnovými podložkami ($p=0,0106$), u skupiny NBDZ. Provedení TPVN, s pěnovými podložkami pod chodidly i bez pěnových podložek (Tabulka 6, Tabulka 7, Obrázek 28, Obrázek 29). Zbývající hodnoty z přístroje DTP-3 v porovnání mezi skupinami testem Mann-Whitney nejsou na hladině statistické významnosti. Tedy pokusy TPVN a parametry standardní odchylka na ose y a z, dále délka trajektorie, přímá vzdálenost a maximální rychlost, s pěnovými podložkami i bez pěnových podložek, při pohyb do předklonu i zpět. Přehled hodnot je uveden v příloze (Příloha 11).

Tabulka 5. Statisticky významný rozdíl odchylky COP na ose x v medio-laterálním směru u skupiny NBDZ, měřeno na silových plošinách Kistler

Proměnná	Skupina NBDZ (L) a skupina K (K) Mann-Whitneyův U test Silové plošiny Kistler Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,0500$				
	Sčet poř. NBDZ	Sčet poř. K	n NBDZ	n K	p
AFMAX_bez_rozsah X [cm] - ML	70	35	7	7	*0,0298

Legenda:

- AFMAX* - TPVN
- bez* - bez pěnových podložek
- ML* - medio-laterální (osa X)
- n* - počet osob ve skupině
- Sčet poř.* - součet pořadí
- p* - hladina pravděpodobnosti
- NBDZ* - experimentální skupina, nespecifické bolesti dolní části zad
- K* - kontrolní skupina
- ** - $p < 0,0500$



Legenda:

- L* - experimentální skupina NBDZ
K - kontrolní skupina
AFMAX_bez_rozsah X [cm] - ML - TPVN, bez pěnových podložek na ose *x*

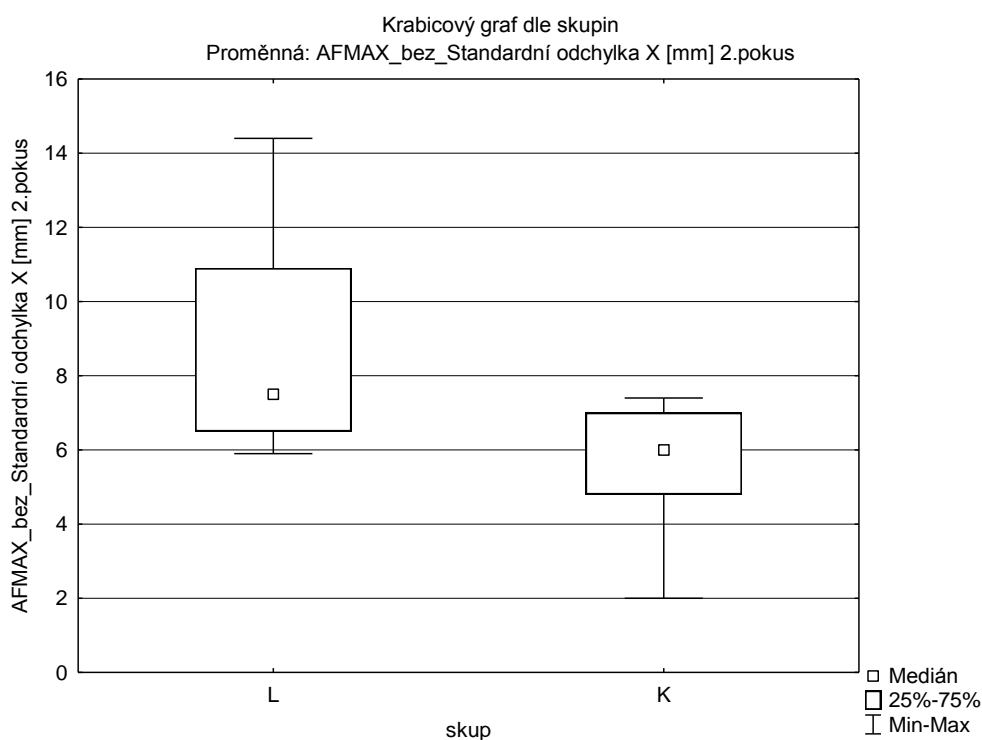
Obrázek 27. Krabicový graf znázorňující statisticky významný rozdíl odchylky COP v medio-laterálním směru u experimentální skupiny NBDZ oproti kontrolní skupině, měřeno na silových plošinách

Tabulka 6. Statisticky významný rozdíl mezi skupinou NBDZ a kontrolní při pokusu TPVN, bez pěnových podložek v odchylce na ose *x* v medio-laterálním směru. Měřeno kineziometrem DTP-3

Proměnná	Skupina NBDZ a skupina K Mann-Whitneyův U test Kineziometr DTP-3 Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,0500$				
	Sčet poč. NBDZ	Sčet poč. K	n NBDZ	n K	p
AFMAX_bez pěnových podložek _standardní odchylka ose X [mm] 2	69	36	7	7	*0,0409

Legenda:

AFMAX - TPVN
bez - bez pěnových podložek
n - počet osob ve skupině
Sčt poř. - součet pořadí
p - hladina pravděpodobnosti
NBDZ - experimentální skupina, NBDZ
K - kontrolní skupina
* - $p < 0,0500$



Legenda:

L - experimentální skupina NBDZ
K - kontrolní skupina
AFMAX_bez_standardní odchylka na ose x - TPVN, bez pěnových podložek na ose x v medio-laterálním směru

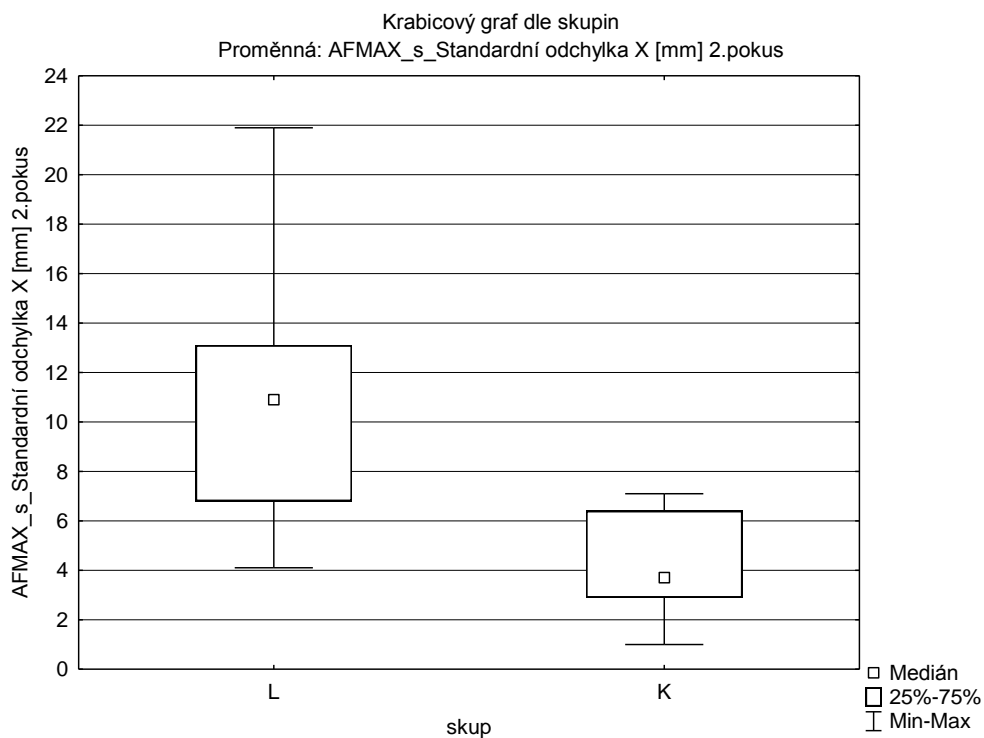
Obrázek 28. Krabicový graf znázorňující statisticky významný rozdíl v parametru standardní odchylky na ose x u skupiny NBDZ oproti kontrolní skupině. Měřeno Kineziometrem DTP-3

Tabulka 7. Statisticky významný rozdíl mezi skupinou NBDZ a kontrolní při TPVN, s pěnovými podložkami v odchylce na ose x v medio-laterálním směru. Měřeno kineziometrem DTP-3

Proměnná	Skupina NBDZ a skupina K Mann-Whitneyův U test Kineziometr DTP-3 Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,0500$				
	Sčet poř. NBDZ	Sčet poř. K	n NBDZ	n K	p
AFMAX_s pěnovými podložkami standardní odchylka ose X [mm] 2	73	32	7	7	*0,0106

Legenda:

- AFMAX* - TPVN
s - s pěnovými podložkami
n - počet osob ve skupině
Sčet poř. - součet pořadí
p - hladina pravděpodobnosti
NBDZ - experimentální skupina, NBDZ
K - kontrolní skupina
*** - $p < 0,0500$



Legenda:

L

- experimentální skupina NBDZ

K

- kontrolní skupina

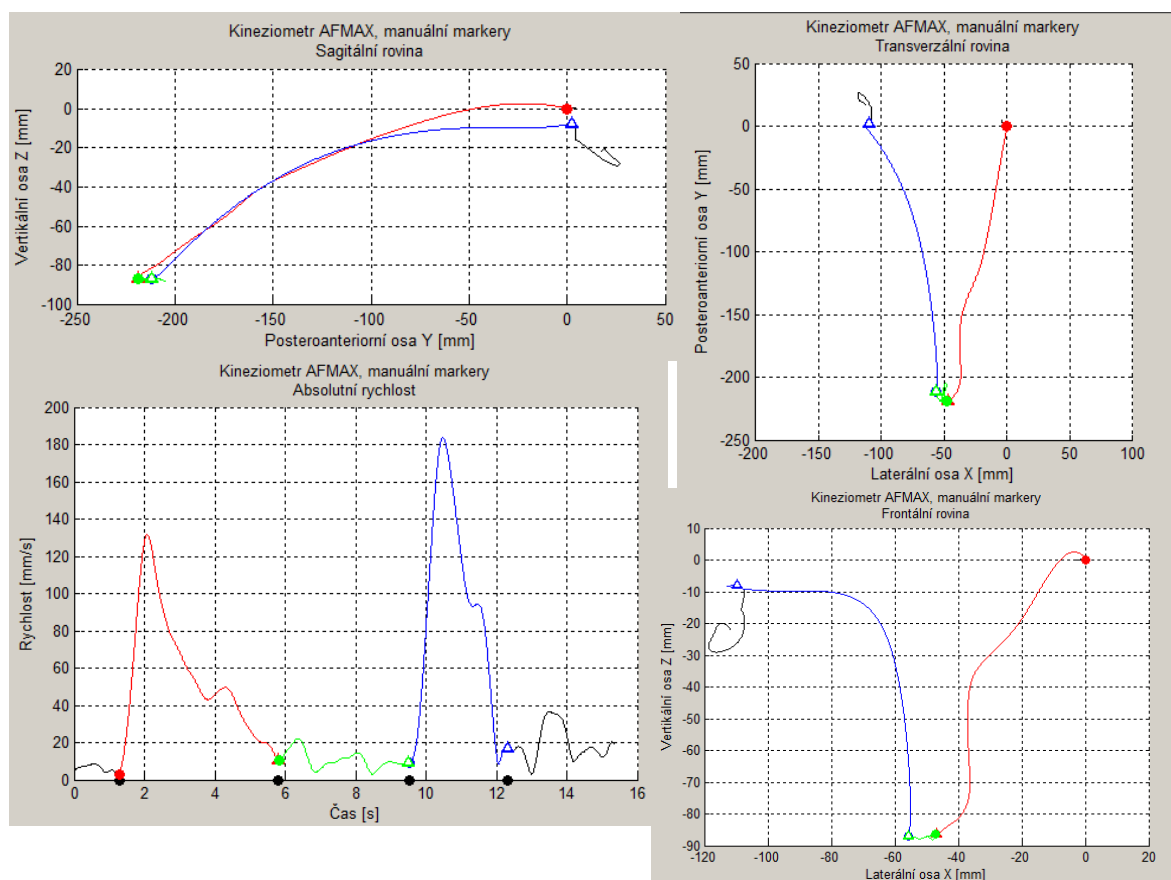
AFMAX_s_standardní odchylnka na ose x

*- TPVN s pěnovými podložkami
na ose x v medio-laterálním směru*

Obrázek 29. Krabicový graf znázorňující statisticky významný rozdíl v parametru standardní odchylnky na ose x u skupiny NBDZ oproti kontrolní skupině. Měřeno Kineziometrem DTP-3

Pro názornost byl vybrán jeden proband z experimentální skupiny a jeden proband z kontrolní skupiny zúženého souboru pro porovnání klinického nálezu a parametrů z DTP-3 při pokusu TPVN, s pěnovými podložkami (Obrázek 30, Obrázek 31).

Proband	VAS [mm]	DIBDA	Thomayerova zkouška [cm]	Schoberova distance [cm]	lateroflexe páteře, rozdíl [cm]	Functional Reach test [cm]
NBDZ	68	3	12	3	4	19



Legenda:

AFMAX – TPVN, s pěnovými podložkami

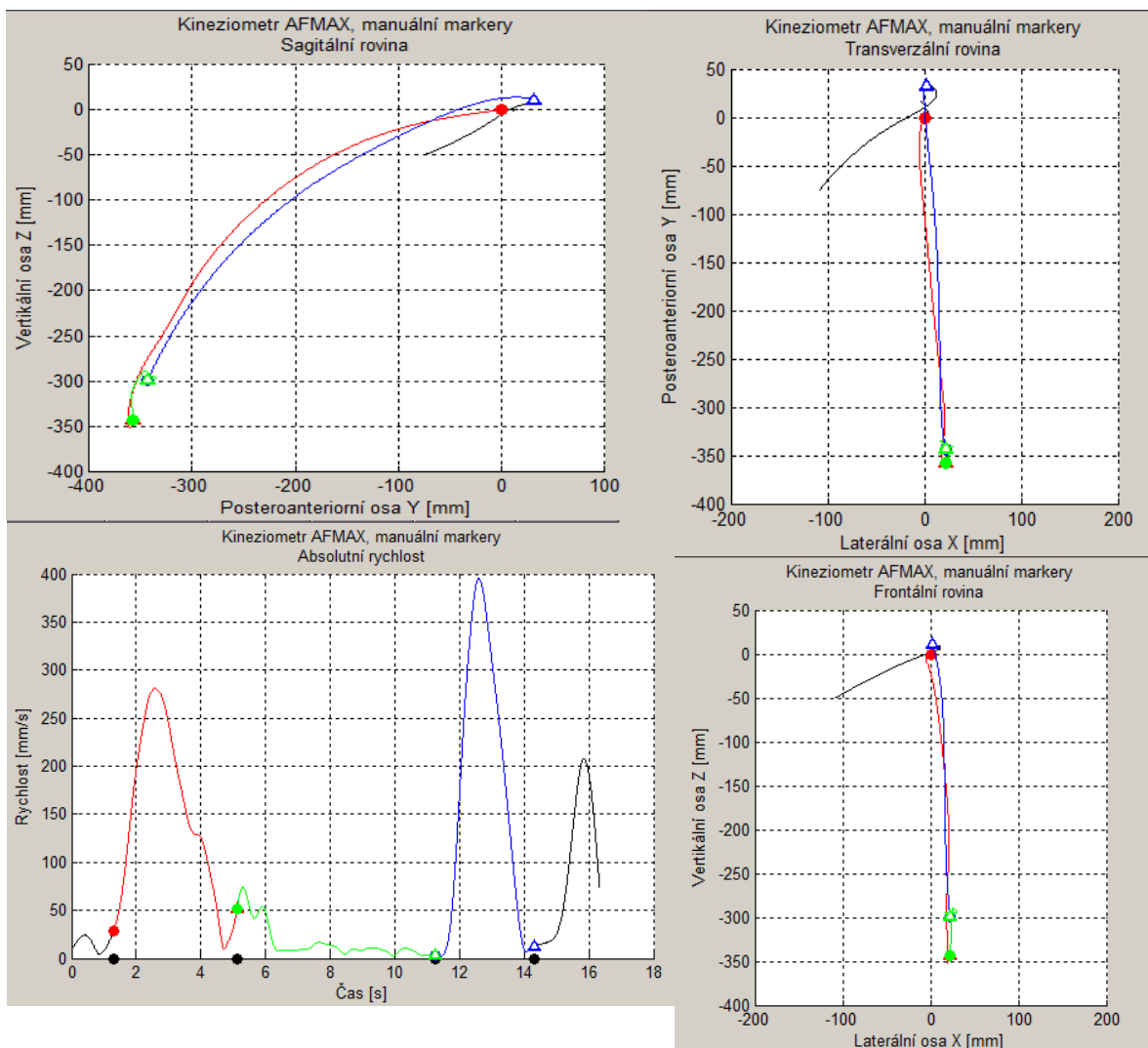
Červeně – pohyb dopředu

Modře – pohyb zpět

Zeleně - výdrž

Obrázek 30. Proband NBDZ skupina

Proband	VAS [mm]	DIBDA	Thomayerova zkouška [cm]	Schoberova distance [cm]	lateroflexe páteře, rozdíl [cm]	Functional Reach test [cm]
Kontrolní	0	0	0	6	2	45



Legenda:

AFMAX – TPVN, s pěnovými podložkami

Červeně – pohyb dopředu

Modře – pohyb zpět

Zeleně - výdrž

Obrázek 31. Proband kontrolní skupina

6.2.2 Porovnání mezi jednotlivými pokusy při měření na přístroji DTP-3

K porovnání 1. a 2. pokusu u jednotlivých typů testů byla k porovnání mezi sebou použita Spearmanova korelace. Statisticky významné korelační koeficienty blíží se 1, jsou při provedení celého testu (pohybu vpřed i zpět do výchozí polohy), u kontrolní skupiny a jednoho typu měření skupiny NBDZ zúženého souboru probandů (Tabulka 8). Tabulky s konkrétními hodnotami jsou uvedeny v příloze (Příloha 12).

Tabulka 8. Podobnost mezi 1. a 2. pokusem měření

Kontrolní skupina	NBDZ skupina
AFMAX bez podložky přímá vzdálenost pohyb vpřed (p=0,0069) pohyb vzad (p=0,0069)	AFMAX bez podložky maximální rychlost pohyb vpřed (p=0,0235) pohyb vzad (p=0,0362)
AFMAX bez podložky délka trajektorie pohyb vpřed (p=0,0068) pohyb vzad (p=0,0068)	
AFMAX s podložkou přímá vzdálenost pohyb vpřed (p=0,0025) pohyb vzad (p=0,0137)	
AFMAX s podložkou délka trajektorie pohyb vpřed (p=0,0025) pohyb vzad (p=0,0137)	
AFMAX s podložkou maximální rychlost pohyb vpřed (p=0,0068) pohyb vzad (p=0,0025)	

7 DISKUZE

7.1 Diskuze k výzkumnému souboru

Nespecifické bolesti dolní části zad jsou bio-psycho-sociálním onemocněním. Příčinnou mohou být muskulo-skeletální struktury, neurofyziologické a fyzikální zákonitosti s mírou vlivu psychologických a sociálních faktorů. Míra postižení jednotlivých etází se liší u každého jedince s bolestmi zad. Vyplývající složitost a individualita problému vyžaduje přístup k onemocnění na základě mechanismu, který poruchu primárně způsobuje. Studie ukazují změněné pohybové chování, jako jeden ze společných projevů této nejednotné skupiny pacientů. Změny v motorickém projevu mohou být prospěšnou adaptací na akutní bolestivý stav. Zde mohou být i skupiny pacientů, kde fyzioterapie není indikována. Zároveň mohou být změny v motorickém projevu maladaptací u chronického onemocnění. U této skupiny pacientů dominuje porucha pohybového chování, což může mít za následek změněné dynamické vlastnosti páteře, ovlivňující posturální chování celého systému, způsobující stále trvající patologické zatížení (O'Sullivan, 2005). Zvýšená tuhost páteře může být jedním z faktorů recidivujících bolestí zad, její dlouhodobé následky převáží krátkodobé protekční pozitiva (Hodges, Hoorn, Dawson, & Cholewicki, 2009).

Může vznikat *circulus vitiosus* způsobený stále trvajícím nociceptivním drážděním, ovlivňující celý lidský organismus, v této práci zaměřeno na ovlivnění pohybového systému, zejména v jeho řídicí funkci. Pohybové stereotypy mohou být ovlivňovány po celý den a jedinec je nemusí vnímat jako bolest, která se může projevit až společně s regresí pohybového stereotypu. Tento stereotyp může být svou sníženou kvalitou původcem pokračující nocicepce (Hodges & Tucker, 2011; Lewit, 2003; Kolář et al., 2009; Opavský, 2009).

Specifické nastavení kloubů je výchozí pro realizaci cílených pohybů a odráží se v aktivaci motorické kůry. Zpětnovazebně motorická kůra přenáší signál, který aktivuje pohybové vzory na základě předurčeného postavení kloubů. Zmínka o důležitosti centrovaného postavení v kloubu působící jako vhodná aferentace, oproti nevhodnému postavení kloubů, které může působit nociceptivně a primárně ovlivňovat neoptimální generování pohybu (Latash, Levin, Scholz, & Schöner, 2010).

Jednoduché motorické vzory jsou s vývojem jedince postupně inhibovány a překrývány pohybovými stereotypy, které se optimálním vývojem stávají efektivními v provádění cílených pohybů. Poruchou CNS mohou být inhibiční mechanismy změněny a reflexy (motorické vzory) mohou vyplynout na povrch pohybového chování. Podobně může působit i nocicepce, která ovlivňuje pohybové stereotypy, dokonce ještě dříve než je vnímaná jako bolest. Neúčelné izometrické zapojení vychází z účelného izometrického zapojení v delším trvání, které může být zapříčiněné změnami posturální aktivity vlivem bolesti (Latash, Levin, Scholz, & Schöner, 2010).

Lidé s nespecifickými bolestmi dolní části zad mají odlišné pohybové chování, které může spolu s bolestí hrát zásadní roli při diagnostice a terapii těchto pacientů. Nespecifické jsou vzhledem k absenci strukturálního postižení a objasněné příčiny, z toho vyplývají nedostatky v tradičně používaných zobrazovacích metodách k diagnostice. Svým projevem můžeme tento zdravotní stav zařadit mezi funkční poruchy pohybového aparátu, které jsou svou příčinou provázány celým svalově-kosterním i nervově-řídícím aparátem (Endean, Palmer, & Coggon, 2011; Lewit, 2003).

Vysoká variabilita ve skupině NBDZ, se může odrážet ve výsledcích a je autory Silfies et al. (2009) vnímána jako rizikový faktor výzkumu. Pacienti mohou používat různé adaptační a maladaptační vzory. Někteří mohou být více dysfunkční než ostatní. Variabilitu mezi pacienty s NBDZ jsme se v našem výzkumu snažili eliminovat zúžením souboru probandů dle klinických kritérií vycházejících z kineziologického vyšetření viz kapitola 4.1. Charakteristika souboru.

Teorie dynamického systému nám přibližuje pochopení pohybových vzorů koordinace a organizace nervosvalového systému v populaci NBDZ nabízí širší pohled na problematiku, než jednoduchých klinických dat. Kineziometrický přístroj by mohl být užitečný pro hodnocení efektivity intervence zaměřené na motorické učení u pacientů s NBDZ, kde se předpokládá zhoršená neuromuskulární kontrola. Studie potvrzují zhoršenou nebo více variabilní inter-segmentální koordinaci u chronických bolestí zad, během specifických pohybových testů. Aplikací do praxe je klinické hodnocení zaměřit na posturální stabilitu a inter-segmentální řízení pohybu (Silfies et al., 2009).

Východiskem je NBDS hodnotit na základě posouzení motorického chování při specifických pohybových úkolech. Zaměřených na charakter a kvalitu pohybu,

a nejen rozsah pohybu. Celý obraz pohybových testů může být užitečný pro diagnostiku, nastavení terapie a k následnému hodnocení terapie (Mieritz et al., 2014).

7.2 Diskuze k výzkumné metodě

Poslední studie hodnotila pohybové chování pomocí technologicky propracovanějších diagnostických metod trojrozměrné analýzy pohybu, pomocí kterých zaznamenávali pohyb nejen v oblasti bederní páteře, ale i v sousedících segmentech. Zaznamenávali celý průběh pohybu a nejen koncové body rozsahu pohybu. Mohli zachytit změny pohybového chování ovlivněné bolestí, změnou propriorecepce a dalšími faktory měnícími řízení pohybu u pacientů s NBDS (Mieritz et al., 2014).

Studie Lee, Desmoulin, Khan, & Park (2011) detekovala pohyb páteře pomocí přenosných inerciálních magnetických snímačů, které byly umístěny na kůži v oblasti S1 (páneve), Th12 (střední hrudní páteř), Th1 (horní hrudní páteř) páskou na suchý zip. Druhá část měřicího aparátu byla umístěna v oblasti kotníků a měřila krokový cyklus. Každý magnetický snímač na páteři poskytoval informace o pohybu v 3D prostoru, krok byl detekován jednodušeji vůči sagitální rovině. Přístroj sledoval parametry rozsahu pohybu do flexe, lateroflexe a rotace trupu při pohybovém úkolu výstupu na schod. Výsledné porovnání ROM a pohybových vzorů u NBDS a kontrolní zdravé skupiny vykazovalo statisticky významný rozdíl v pohybu do flexe bederní páteře, která je svým rozsahem pohybu více omezena u NBDS skupiny.

Práce se jako jediná uvedená v přehledu poznatků zaměřovala jedním ze svých snímačů na bod vysoko na páteři, při hodnocení pohybu u NBDS. Na jedné straně výhodou výzkumu je mobilní záznamové zařízení upevněné u pasu probanda. To umožňuje měřit více modelových situací, oproti DTP-3, které je pevně ukotveno. Nevýhodou mobilního zařízení, může však být příliš velká variabilita prováděných pohybových testů. Výsledky mohou být, vzhledem měnícím se vnějším podmínkám těžko hodnoceny mezi jednotlivými probandy. Výstupem tohoto variabilního měření je omezená flexe trupu u NBDS skupiny, kterou v pohybovém testu předklonu zkoumá naše práce. Vlastní měření je zaměřeno na dynamiku celé páteře během aktivního pohybu trupu, zároveň sledujeme posturální stabilitu trupu na silových plošinách.

Studie Silfies et al. (2009) se mohla v něčem podobat našemu výzkumu. Používali podobný pohybový test, který vychází z Functional Reach testu, v provedení na silových plošinách jako v naší studii. Za současné 3D analýzy pohybu, kterou rozdílně více zaměřili na lumbo-pelvicovou oblast. Sami autoři uvedli limity výzkumu. Omezení analýzy pohybu pouze na sagitální rovinu, tedy jen částečný obraz adaptace pohybu. Dále pohybový test eliminoval kinetiku horních končetin během pohybů trupu, které se běžně během aktivit denního života více zapojují a ovlivňují posturální nastavení páteře (Martin, Scholz, & Schöner, 2009). Vliv mohla mít míra pochopení pohybového testu, i když byl probandům před testováním vysvětlen, názorně ukázán a mohli si jej vyzkoušet, tak aby nedošlo ke svalové únavě.

Oproti tomu přístroj DTP-3 umožňuje analýzu ve všech třech rovinách pomocí pohyblivého ramene, i když je test předklonu trupu (TPN, TPVN) prováděn na první pohled v sagitální rovině, mohou být přirozeně přidruženy pohyby v ostatních rovinách, jak ukazují výsledky. Ve snaze snížit riziko špatného provedení testu, bylo probandům vše před testem vysvětleno, názorně ukázáno a mohli si test vyzkoušet s ohledem na únavu a ovlivnění výsledku motorickým učením, jak uvádí výše zmíněná studie. Zároveň byl součástí klinického vyšetření Functional reach test, který má určitou podobnost s TPN, TPVN v dosahování směrem do předklonu trupu.

7.3 Diskuze k výsledkům výzkumu

Statisticky významné výsledky zúženého souboru (n=14), NBDZ (n=7), kontrolní skupina (n=7)

Celkem bylo provedeno 10 pohybových úkolů, skládajících se ze dvou typů pokusů bez výdrže a maxima rozsahu pohybu, po třech opakováních. A dvou typů s výdrží a maximem rozsahu pohybu po dvou opakováních. Měření probíhalo současně kineziometrem DTP-3 měřící pohybu bodu v prostoru a pomocí silových plošin měřící pohyb COP. Byly sledovány velikosti posturálních odchylek COP v antero-posteriorním a medio-laterálním směru. Na přístroji DTP-3 byly sledovány parametry počáteční bod x, y, z a koncový bod x, y, z, na základě kterých byla určena standardní odchylka na ose x, y, z. Dále byly sledovány parametry přímá vzdálenost, délka trajektorie a maximální rychlost. Porovnávány byly jednotlivé typy pokusů mezi zúženou skupinou

NBDZ (n=7) a kontrolní zdravou skupinou (n=7). Také byla vypočítána korelace mezi 1. a 2. pokusem u testu s maximem rozsahu a výdrží v rámci obou zúžených souborů.

Výsledky výzkumu potvrzují změny v hrubé motorice u zúžené skupiny NBDZ vůči kontrolní skupině, některé parametry jsou na hladině statistického významu rozdílné. Zároveň jsou vidět i rozdíly v některých pohybových parametrech, které nejsou statisticky významné, ale s určitou pravidelností rozdílu hodnot se liší i u celého souboru, kde byly výsledky ovlivněny vysokou variabilitou jednotlivých probandů.

Výsledné signifikantní rozdíly v medio-laterálních odchylkách měřeny v oblasti periferie kaudálně pod ploskami nohou a kraniálně v oblasti krční páteře, naznačují klíčovou příčinu v lumbo-pelvické oblasti, která je z biomechanického hlediska zodpovědná za medio-laterální stabilitu. Z hlediska řízení pohybu je oblast kosti křížové charakteristická velkou hustotou proprioreceptorů podobně jako ploska nohy a subokcipitální svaly, které poskytují důležitou aferentní informaci. Předpokládáme tedy, že nespecifická bolest v této oblasti bude mít zásadní vliv na projevy hrubé motoriky celého těla s projevy svalových dysbalancí v oblasti kyčel-páneve-bedra, svalově lze popisovat dolní zkřížený syndrom dle Jandy.

Dle Silfies et al. (2009) skupina NBDZ neadekvátně zapojovala extenzory trupu s většími nároky na zapojení extenzorů kyčle, které mohly u NBDZ být insuficientní nejen ve funkci extenze, ale i jako pomocné abduktory a zevní rotátory kyčle. Spolu s insuficiencí dalších abduktorů kyčle, které se podílejí na medio-laterální stabilitě. V klinickém vyšetření může být pozitivní Trendelenburgova zkouška, špatně provedený stereotyp extenze kyčle a dolní zkřížený syndrom dle Jandy, „syndrom otevřených nůžek“ dle Koláře. Jako možné příčiny a projevy NBDZ.

Studie Silfies et al. (2009) uvedla sníženou svalovou sílu a vytrvalost dlouhých extenzorů trupu s jejich nedostatečnou excentrickou aktivitou pro potřeby pohybového testu a naopak s dlouhodobou izometrickou aktivitou. Vliv únavy na změnu pohybového stereotypu nemůžeme úplně vyloučit, i když je kladen důraz na nízký počet opakování, aby se eliminovaly její dopady na snížení vytrvalosti a koordinace svalů.

Klíčovou roli při řízení pohybu bude mít porušená propriocepce u skupiny NBDZ, která může přímo způsobovat změny v pohybovém chování snížením a změnou

aferentace a důležité senzorické zpětné vazby při plnění úkolu. Tyto změny ovlivní neuro-muskulární systém a inter-segmentální dynamiku, která optimalizuje stabilitu trupu.

Výsledky této práce podporuje hypotéza autorů Silfies et al. (2009), že jedinci s NBDZ mají sníženou schopnost opakování pohybového vzoru. Kontrolní skupina udržuje konstantní průběh pohybu a pohyb vpřed zrcadlí pohybem vzad. Skupina NBDZ vykazuje vyšší variabilitu pohybu při návratu do výchozí pozice. Kontrolní skupina zároveň dokáže lépe reagovat na zvýšení zátěže, se kterou si nervosvalový systém poradí. V případě DTP-3 pokus s pohybem do maxima a výdrží v konečné pozici s pěnovými podložkami pod chodidly. Naopak zvýšená variabilita u většiny jedinců s NBDZ způsobuje neudržitelnost konzistentního koordinačního pohybového vzoru za ztížených podmínek nebo opakujících se podmínek, kde svou roli může hrát i únava.

7.4 Diskuze k hypotézám a výzkumným otázkám

Diskuze k výzkumným otázkám. Lze kineziometrickým vyšetřením registrovat rozdíly pro ukazatele rozsahů a rychlostí provedení zvoleného testu hrubé motoriky mezi souborem osob s nespecifickými bolestmi dolní části zad?

Kineziometrické vyšetření registrovalo malé rozdíly v hodnotách ukazatelů rozsahu pohybu a rychlosti mezi skupinami při provedení testu. V přílohách mohou být zřejmé rozdíly hodnot pro ukazatele přímá vzdálenost, délka trajektorie, maximální rychlost, které charakterizují rozsah, provedení a rychlost pohybu. Rozdíly však nedosáhly hranice statistické významnosti ($p < 0,0500$).

Lze při vyšetření na silových plošinách prokázat rozdíly v provedení zvoleného testu hrubé motoriky mezi osobami s nespecifickými bolestmi dolní části zad a kontrolním souborem?

Při vyšetřeních na silových plošinách byla registrována statisticky významně větší odchylka COP v medio-laterálním směru u skupiny NBDZ. Na hladině významnosti ($p = 0,0298$).

Diskuze k hypotézám.

H₀₁ – V žádném ze sledovaných kineziometrických ukazatelů se v testu předklonu s výdrží a návratu do výchozí pozice (TPVN) neliší nálezy mezi souborem osob s nespecifickými bolestmi dolní části zad a kontrolním souborem.

Hypotéza H₀₁ byla zamítnuta, ve sledovaném kineziometrickém ukazateli standardní odchylky na ose x je signifikantní rozdíl na hladině statistické významnosti $p=0,0409$ a $p=0,0106$ u dvou typů provedení TPVN.

H₀₂ – V žádném ze sledovaných ukazatelů se při vyšetření na silových plošinách v testu předklonu s výdrží a návratu do výchozí pozice (TPVN) neliší nálezy mezi souborem osob s nespecifickými bolestmi dolní části zad a kontrolním souborem.

Hypotéza H₀₂ byla zamítnuta, při měření na silových plošinách se ve sledovaném ukazateli pohybu COP na ose x v medio-laterálním nachází signifikantní rozdíl mezi skupinami na hladině statistické významnosti $p=0,0298$ při provedení testu TPVN.

H₀₃ – V kineziometrickém vyšetření se neliší schopnost reprodukovat zvolený test hrubé motoriky mezi souborem osob s nespecifickými bolestmi dolní části zad a kontrolním souborem.

Hypotéza H₀₃ byla zamítnuta, protože schopnost reprodukovat pohyb byla větší u kontrolního souboru, kdy korelace dosáhly statistické významnosti u kontrolního souboru ve čtyřech situacích bez pěnových podložek a v šesti s pěnovými podložkami, zatímco u souboru NBDZ pouze ve dvou situacích bez pěnových podložek.

Z výsledků výzkumu vyplývá smysluplnost měření projevů hrubé motoriky u NBDZ pro potencionální využití při diagnostice a možném hodnocení terapie. Pro další výzkum se na základě těchto zkušeností jeví praktické stanovit vybrané ukazatele pohybových parametrů a zvolit specifický pohybový test za standardizovaných podmínek měření. Pro konzistentní výsledky je účelné zúžit skupinu probandů věkem i klinickým vyšetřením a omezit tak variabilitu danou složitostí diagnózy NBDZ.

8 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit projevy hrubé motoriky, při pohybovém testu do předklonu trupu s výdrží i bez výdrže a s návratem do výchozí pozice u osob s nespecifickými bolestmi dolní části zad ve srovnání se zdravou populací.

Některé výsledky z obou použitých přístrojů jsou statisticky rozdílné mezi skupinami na hladině významnosti $p < 0,0500$.

Měření na silových plošinách ukázalo signifikantně větší odchylky v COP u skupiny NBDZ v medio-laterálním směru u provedení testu do maximálního rozsahu předklonu s výdrží a návratem do výchozí polohy bez pěnových podložek, oproti kontrolní skupině. Na hladině statické významnosti $p = 0,0298$.

Při měření na kineziometru DTP-3 jsou statisticky významné v rozdíly mezi skupinami ve standardních odchylkách na ose x, tedy NBDZ mají signifikantně větší odchylku v medio-laterálním směru při provedení testu do maximálního rozsahu předklonu s výdrží a návratem do výchozí polohy. S pěnovými podložkami i bez pěnových podložek pod nohama probanda. Na hladině statické významnosti $p = 0,0409$ bez podložek a $p = 0,0106$ s podložkami.

Výsledky vypovídají o větší schopnosti reprodukce pohybu u kontrolní skupiny při opakování pokusu testu do maxima předklonu s výdrží a návratu do výchozí polohy v parametrech: přímé vzdálenosti (pohyb vpřed $p = 0,0025$, pohyb vzad $p = 0,0137$) a délky trajektorie (pohyb vpřed $p = 0,0025$, pohyb vzad $p = 0,0137$) s podložkami i bez pěnových podložek (přímá vzdálenost pohyb vpřed $p = 0,0069$, pohyb vzad $p = 0,0069$) a (délka trajektorie pohyb vpřed $p = 0,0068$, pohyb vzad $p = 0,0068$) a maximální rychlosti s pěnovými podložkami (pohyb vpřed $p = 0,0068$, pohyb vzad $p = 0,0025$ na hladinách statistické významnosti korelačního koeficientu). U skupiny NBDZ je statisticky signifikantní korelační koeficient na hladině $p = 0,0235$ (pohyb vpřed), $p = 0,0362$ (pohyb vzad) u provedení tohoto pokusu bez pěnových podložek v parametru maximální rychlosti.

Výsledky potvrzují změny v projevech hrubé motoriky u pacientů s nespecifickými bolestmi dolní části zad a naznačují větší schopnost reprodukce pohybu u kontrolní skupiny.

9 SOUHRN

Cílem práce bylo zhodnotit a porovnat projevy hrubé motoriky u skupiny pacientů s nespecifickými bolestmi dolní části zad a zdravé kontrolní skupiny. Spolu s hodnocením schopnosti reprodukovat pohyb při opakujících se úkolech u obou skupin.

Teoretická část popisuje diagnózu nespecifické bolesti dolní části zad a možné změny pohybového chování. Objasňuje pojmy hrubá motorika a principy řízení pohybu se změnami při působení nocicepce u lidského organismu. Jsou představeny možnosti analýzy pohybového chování používané ve studiích i v této diplomové práci.

Ve výzkumné části diplomové práce bylo provedeno měření pohybu pomocí silových plošin Kistler a diagnostického kineziometru DTP-3, přičemž byly sledovány ukazatele COP a parametry pohybujícího se bodu v úrovni vertebra prominens. Při provádění testu předklonu trupu s výdrží a návratem do výchozí pozice. Zkoumaný klinicky zúžený soubor tvořilo 7 probandů s NBDZ a 7 probandů kontrolní skupiny.

Výsledky potvrzují změny v projevech hrubé motoriky u pacientů s nespecifickými bolestmi dolní části zad a naznačují větší schopnost reprodukce pohybu při některých opakujících se pohybových testech u kontrolní skupiny. Skupina NBDZ se projevuje signifikantními odchylkami COP v medio-laterálním směru na silových plošinách. Na stejné ose x v medio-laterálním směru byly statisticky významné rozdíly mezi skupinami naměřeny i kineziometrem DTP-3. Korelační koeficient mezi jednotlivými pokusy měření vyjadřující podobnost provedení testů je na hladině statistické významnosti častěji u kontrolní skupiny.

Diagnostický kineziometr DTP-3 má potenciál poskytnutí relevantních dat v hodnocení hrubé motoriky u NBDZ a kontrolní skupiny.

10 SUMMARY

The aim of the thesis was to assess and compare the manifestations of rough movements in a group of patients with nonspecific pains of lower back, and a healthy control group, together with the assessment of the ability to reproduce movement in repeated tasks in both the groups.

The theoretical part describes the diagnosis of nonspecific pains of lower back and possible changes of movement behaviour. It clarifies the terms rough movements and the principles of movement control with modifications along with impact of nociception in human organism. Possibilities of the analysis of movement behaviour applied in the studies and in this bachelor's thesis are presented.

In the research part of the bachelor's thesis the measurement of movement was performed by means of force platforms Kistler and the diagnostic kinesiometer DTP-3, while COP indicators and the parameters of a moving point at the level of vertebra prominens were followed in performing the trunk forward leaning - reposition test with dwell. The examined clinically narrowed set consisted of 7 probands with NPLB and 7 probands of the control group.

The results confirm changes in manifestations of rough movements in patients with nonspecific pains of lower back and imply greater ability of movement reproduction in some of the repeated movement tests in the control group. The NPLB group shows significant deviations of COP in mediolateral direction on force platforms. On the same x axis in mediolateral direction, statistically significant differences between the groups were measured also with the kinesiometer DTP-3. The correlation coefficient between each of the measurement trials that expresses the similarity of tests performance is on the level of statistic significance more often in the control group.

The diagnostic kinesiometer DTP-3 has the potential of providing relevant data in the assessment of rough movements in NPLB and the control group.

11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Arendt-Nielsen, L., & Graven-Nielsen, T. (2008). Muscle pain: sensory implications and interaction with motor kontrol. *The Clinical Journal of Pain, 24*(4), 291–298.
- Arendt-Nielsen, L., Graven-Nielsen, T., Svarrer, H., & Svensson, P. (1995). The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain, 64*, 231–240.
- Čihák, R. (2004). *Anatomie 3*. Praha: Grada Publishing.
- Dagenais, S., Galloway, E. K., & Roffey, D. M. (2014). A systematic review of diagnostic imaging use for low back pain in the United States. *The Spine Journal, 14*, 1036–1048.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional Reach: a new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology: Medical Sciences, 45*(6), 192–197.
- Endean, A., Palmer, K. T., & Coggon, D. (2011). Potential of MRI findings to refine case definitiv for mechanical low back pain in epidemiological studies: a systematic review. *Spine, 36*(2), 160–169.
- Falla, D., Gizzi, L., Tschapek, M., Erlenwein, J., & Petzke, F. (2014). Reduced task-induced variations in the distribution of activity gross back muscle regions in individuals with low back pain. *Pain, 155*, 944–953.
- Farina, D., Arendt-Nielsen, L., Merletti, R., & Graven-Nielsen, T. (2004). Effect of experimental muscle pain on motor unit firing rate and conduction velocity. *Journal of Neurophysiology, 91*, 1250–1259.
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén.
- Gramsbergen, A. (2005). Postural control in man: the phylogenetic perspective. *Neural Plasticity, 12*(2-3), 77–88.

- Harsted, S., Mieritz, R. M., Bronfort, G., & Hartvigsen, J. (2016). Reliability and measurement error of frontal and horizontal 3D spinal motion parameters in 219 patients with chronic low back pain. *Chiropractic & Manual Therapies*, *24*(13), 1–10.
- Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. (1965). Excitability and inhibibility of motoneurons of different snes. *Journal of Neurophysiology*, *28*(3), 599–620.
- Hodges, P. W., Coppieters, M. W., MacDonald, D., & Cholewicki J. (2013). New insight into motor adaptation to pain revealed by a combination of modelling and empirical approaches. *European Journal of Pain*, *17*, 1138–1146.
- Hodges, P. W, Hoorn, W., Dawson, A., & Cholewicki, J. (2009). Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain maybe associated with recurrence. *Journal of Biomechanics*, *42*, 61–66.
- Hodges, P. W., Moseley, G. L., Gabrielsson, A., & Gandevia, S. C. (2003). Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Experimental Brain Research*, *151*, 262–271.
- Hodges, P. W., & Tucker, K. (2011). Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*, *152*, 90–98.
- Janda, V., Herbenová, A., Jandová, J., & Pavlů, D. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada.
- Janura, M. (2003). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kiers, H., van Dieën, J. H., Brumagne, S., & Vanhees, L. (2015). Postural sway and integration of proprioceptive signals in subjects with LBP. *Human Movement Science*, *39*, 109–120.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Krejčí, J., Salinger, J., Gallo, j., Kolisko, P., & Štěpaník, P. (2008). Influence of selected examination postures on shape of the spine and postural stability humans. *Biomedical papers*, *152*(2), 275–281.

- Krejčí, J., Salinger, J., Kolisko, P., Urban, J., Štěpaník, P., & Novotný, J. (2004). Monitoring of the trajectory of a moving human body's segment by means of the diagnostic systém DTP-2. *Congress of the Czech Society of Biomechanics*.
- Lamoth, C. J. C., Meijer, O. G., Wuisman, P. I. J. M., van Dieen, J. H., Levin, M. F., & Beek, P. J. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine*, *27*(4), 92–99.
- Latash, M. L., Levin, M. L., Scholz, J. P., & Schöner, G. (2010). Motor control theories and their applications. *Medicina (Kaunas)*, *46*(6), 382–392.
- Lee, J. K., Desmoulin, G. T., Khan, A. H., & Park, E. J. (2011). Comparison of 3D spinal motions during stair-climbing between individuals with and without low back pain. *Gait & Posture*, *34*, 222–226
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika.
- Marras, W. S., Ferguson, S. A., Burr, D., Davis, K. D., & Gupta, P. (2004). Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. *Spine*, *4*, 64–75.
- Martin, V., Scholz, J. P., & Schöner, G. (2009). Redundancy, self-motion, and motor control. *Neural Computation*, *21*(5), 1371–1414.
- Mientjes, M. I. V., & Frank, J. S. (1999). Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clinical Biomechanics*, *14*, 710- 716.
- Mieritz, R. M., Bronfort, G., Jakobsen, M. D., Aagaard, P., & Hartvigsen, J. (2014). Reliability and measurement error of sagittal spinal motion parameters in 220 patients with chronic low back pain using a three-dimensional measurement device. *The Spine Journal*, *14*, 1835–1843.
- Mieritz, R. M., Bronfort, G., Kawchuk, G., Breen, A., & Hartvigsen, J. (2012). Reliability and measurement error of 3-dimensional regional lumbar motion measures: A systematic review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *35*(8), 645–656.

- Mieritz, R. M., Hartvigsen, J., Boyle, E., Jakobsen, M. D., Aagaard, P., & Bronfort, G. (2014). Lumbar motion changes in chronic low back pain patients: a secondary analysis of data from a randomized clinical trial. *The Spine Journal*, *14*, 2618–2627.
- Mok, N. W., Brauer, S. G., & Hodges, P. W. (2004). Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine*, *29*(6), 107-112.
- Moseley, G. L., Nicholas, M. K., & Hodges, P. W. (2004). Does anticipation of back pain predispose to back trouble? *Brain*, *127*(10), 2339–2347.
- Newton, R. A. (2001). Validity of the Multi-Directional Reach test: A practical measure for limits of stability in older adults. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, *56*(4), 248–252.
- Opavský, J. (2011). *Bolest v ambulanti praxi*. Praha: Maxdorf.
- O’Sullivan, P. (2005). Diagnosis and classification of chronic low backpain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Manual Therapy*, *10*, 242–255.
- Phiri, P. D. C., Krejčí, J., & Salinger, J. (2009). Assessment of the influence of examination postures on postural stability by means of the DTP-3 diagnostic systém. *Acta*, *39*(2), 43-52.
- Piek, J. P. (2002). The role of variability in early motor development. *Infant Behaviour & Development*, *25*, 452–465.
- Piek, J. P. (2006). *Infant Motor Development*. Champaign: Human Kinetics.
- Shameela, T. V., Pais, V., Saad, S., & Nusaibath, M. (2015). Correlation of low back pain with body mass index, functional reach test among fiale nursing professionals. *International Journal of Physiotherapy*, *2*(6), 894–898.
- Silfies, S. P., Bhattacharya, A., Biely, S., Smith, S., Giszter, S. (2009). Trunk control during standing reach: a dynamical system analysis of movement strategies in patients with mechanical low back pain. *Gait Posture*, *29*(3), 370–376.
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., Votava, J. (2001). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky*. Praha: Grada.

- Tsang, S. M. H., Szeto, G. P. Y., & Lee, R. Y. W. (2013). Normal kinematics of the neck: The interplay between the cervical and thoracic spines. *Manual Therapy*, 18, 431–437.
- Tucker, K. J., & Hodges, P. W. (2009). Motoneurone recruitment is altered with pain induced in non-muscular tissue. *Pain*, 141, 151–155.
- van Tulder, M. et al. (2006). Chapter 3. European guidelines for the management of acute low back pain in primary care. *European Spine Journal*, 15(2), 169–191.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část): terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115–121.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 122–129.
- Vařeka, I., Bednář, M., & Vařeková, R. (2016). Robotická rehabilitace chůze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 112(2), 1–5.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kinesiologie nohy*. Olomouc: Vydavatelství UP.
- Véle, F. (1997). *Kinesiologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Véle, F. (2006). Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Praha: Triton.
- Volpe, R. della, Popa, T., Ginanneschi, F., Spidalieri, R., Mazzocchio, R., & Rossi, A. (2005). Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait & Posture*, 24, 349-355.

12 PŘÍLOHY

Příloha 1. Klinické vyšetření

Číslo probanda: _____ Pohlaví: _____ Věk: _____

Diagnóza: _____ Datum měření: _____

OA:

úrazy:

operace:

RA:

PA:

SA:

GA:

FA, AA:

NO:

lokalizace bolesti:

trvání bolesti:

první bolest / recidivující bolest, bolest občasná / častá / trvalá

úlevové polohy:

provokační faktory:

Zobrazovací metody:

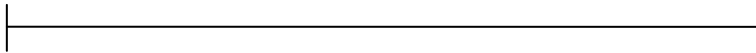
RHB dřive: ne / ano:

NO bolest:

1. VAS – Vizuálna analógová škála

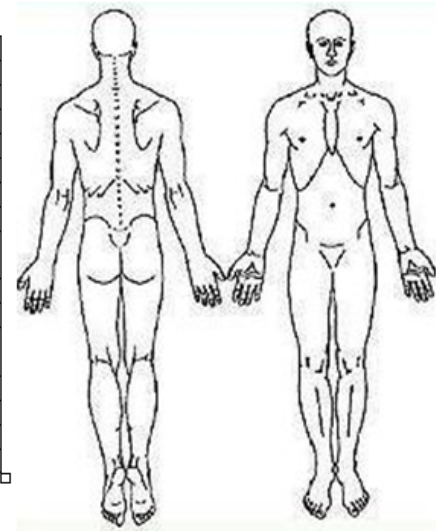
žádná bolest

nejhorší bolest jakou si umíte představit



2. Krátká forma dotazníku McGillovy Univerzity (SF-MPQ) (Opavský, 2006, 2011)

+	Deskriptor bolesti	žádná-0	mírná-1	středně silná-2	silná-3
	1. Tepavá (bušivá)				
	2. vystřelující				
	3. bodavá				
	4. ostrá				
	5. křečovitá				
	6. hlodavá (jako zakousnutí)				
	7. pálivá-palčivá				
	8. tupá přetrvávající (bolavé, rozbolavělé)				
	9. tíživá (těžká)				
	10. citlivé (bolestivé na dotyk)				
	11. jako by mělo prasknout (jako by mělo puknout)				
	12. unavující-vyčerpávající				
	13. protivná (odpomá)				
	14. hrozná (strašná)				
	15. mučivá-krutá				



3. Dotazník interference bolestí s denními aktivitami (DIBDA) (Opavský, 2006)

±	
0	Jsem bez bolestí.
1	Bolesti mám, výrazně mě neobtěžují a neruší, dá se na ně při činnosti zapomenout.
2	Bolesti mám, nedá se od nich zcela odpoutat pozornost, nezabraňují však v provádění běžných denních a pracovních činností bez chyb.
3	Bolesti mám, nedá se od nich odpoutat pozornost, ruší v provádění i běžných denních činností, které jsou proto vykonávány s obtížemi a s chybami.
4	Bolesti mám, obtěžují tak, že i běžné denní činnosti jsou vykonávány jen s největším úsilím.
5	Bolesti jsou tak silné, že nejsem běžných činností vůbec schopen (-na), nutí vyhledávat úlevovou polohu, popř. nutí až k ošetření u lékaře.

Kineziologické vyšetření

- *Aspekce:*

- *Vyšetření pánve:*

- *Zkouška dvou vah:* P _____ kg, L _____ kg

- *Výška pacienta:* _____ cm

- *Funkční testy páteře:*

Schoberova distance	cm
Thomayerova zkouška	cm
Zkouška lateroflexe	P: cm, L: cm

- *Vyšetření hypermobility:*

- *Chůze po špičkách:* _____, *chůze po patách:* _____

- *Patrickova zkouška:* _____

- *Vyšetření kyčelních kloubů:* _____

- *Vyšetření stability:*

Romberg II.	
Romberg III.	
Stoj na jedné DK:	P: L:
Tandemový stoj:	P vpředu: L vpředu:
Functional reach test	cm
Lateral reach test	cm

- *Neurologické vyšetření:*

Chvostkův příznak: Tromnerův příznak:	
Déjerineův-Frazierův příznak Laséguova zkouška Mennellova zkouška	
Orientační vyšetření čítí na DKK dle dermatomů	

Příloha 2. Informovaný souhlas probanda

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Téma projektu:

- Elektromyografické hodnocení svalové aktivity vybraných svalů během Functional Reach testu pomocí silové plošiny Kistler u pacientů s nespecifickými bolestmi dolní části zad v porovnání s běžnou populací
- Hodnocení vybraných motorických aktivit, běžných denních aktivit a bolesti u pacientů s nespecifickými bolestmi dolní části zad
- Hodnocení vybraných projevů hrubé motoriky u pacientů s nespecifickými bolestmi dolní části zad kineziometricky a s použitím silových plošin

Jméno:

Datum narození:

Účastník je do studie zařazen pod číslem:

Já, níže podepsaný(á) souhlasím s účastí na této studii.

Byl(a) jsem podrobně instruován(a) o cíli studie, o jejích postupech a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.

Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.

Při zařazení do studie budou osobní data uchována s plnou ochrannou důvěrností dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data – pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.

Porozuměl(a) jsem tomu, že moje osobní identifikační údaje nebudou nikde uveřejněny, mé jméno se nebude vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Datum:
Podpis účastníka studie:

Datum:
Podpis zpracovatele diplomové práce:

Příloha 3. Vyjádření Etické komise FTK UP



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuk, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 1.2.2016 byl projekt diplomové práce

autora **Bc. Jana Habary**

s názvem **Hodnocení vybraných projevů hrubé motoriky u pacientů s nespecifickými bolestmi dolní části zad kinéziometricky a s použitím silových plošin**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 7/2016

dne: 29.2.2016

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Příloha 4. Popisná statistika Kistler celý soubor, NBDZ (n=13) a K (n=15)

Proměnná	soubor NBDZ Popisná statistika Silové pološiny Kistler					
	n	M	Me	Min	Max	SD
AFMAX_bez_rozsah X [cm] - ML	13	5,86	4,88	2,49	13,01	3,52
AFMAX_bez_rozsah Y [cm] - AP	13	10,07	11,33	6,47	14,21	2,80
AFMAX_s_rozsah X [cm] - ML	13	5,94	4,58	3,14	12,57	2,76
AFMAX_s_rozsah Y [cm] - AP	13	6,58	6,97	4,16	9,46	1,43
AFRF_bez_rozsah X [cm] - ML	13	5,734	4,54	2,21	14,16	3,29
AFRF_bez_rozsah Y [cm] - AP	13	8,60	8,98	4,06	12,56	2,49
AFRF_s_rozsah X [cm] - ML	13	6,94	5,31	2,02	17,60	4,75
AFRF_s_rozsah Y [cm] - AP	13	5,96	5,57	4,65	7,88	1,06
Proměnná	soubor K Popisná statistika Silové pološiny Kistler					
	n	M	Me	Min	Max	SD
AFMAX_bez_rozsah X [cm] - ML	15	5,40	4,44	3,01	11,60	2,50
AFMAX_bez_rozsah Y [cm] - AP	15	9,88	10,01	4,93	15,37	2,92
AFMAX_s_rozsah X [cm] - ML	15	6,89	5,79	2,30	16,47	4,31
AFMAX_s_rozsah Y [cm] - AP	15	6,56	6,08	4,55	9,14	1,48
AFRF_bez_rozsah X [cm] - ML	15	4,80	4,23	1,61	9,84	2,59
AFRF_bez_rozsah Y [cm] - AP	15	7,88	7,84	4,70	11,38	2,04
AFRF_s_rozsah X [cm] - ML	15	6,59	6,07	2,68	12,91	3,19
AFRF_s_rozsah Y [cm] - AP	15	6,84	6,47	4,57	12,46	2,13

Legenda:

<i>AFMAX</i>	- <i>TPVN</i>
<i>AFRF</i>	- <i>TPN</i>
<i>s</i>	- <i>s pěnovými podložkami</i>
<i>bez</i>	- <i>bez pěnových podložek</i>
<i>ML</i>	- <i>medio-laterální</i>
<i>AP</i>	- <i>antero-posteriorní</i>
<i>n</i>	- <i>počet osob ve skupině</i>
<i>M</i>	- <i>průměrná hodnota</i>
<i>Me</i>	- <i>medián</i>
<i>Min</i>	- <i>minimální hodnota</i>
<i>Max</i>	- <i>maximální hodnota</i>
<i>SD</i>	- <i>směrodatná odchylka</i>
<i>NBDZ</i>	- <i>experimentální skupina, nescifické bolesti dolní části zad</i>
<i>K</i>	- <i>kontrolní skupina</i>

Příloha 5. Popisná statistika DTP-3 NBDZ (n=15) a K (n=16)

Proměnná	soubor NBDZ					
	Popisná statistika DTP-3					
Pohyb vpřed	n	M	Me	Min	Max	SD
AFRF_bez_Maximální rychlost [mm/s]	15	184	186	113,	283	49
AFRF_s_Maximální rychlost [mm/s]	15	229	220	117	363	69
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm]	15	361	361	287	453	50
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm]	15	382	382	293	474	54
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s]	15	229	191	135	347	68
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm]	15	346	348	232	492	67
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm]	15	366	366	243	526	73
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s]	15	248	238	134	349	67
Pohyb zpět	n	M	Me	Min	Max	SD
AFRF_bez_Maximální rychlost [mm/s]	15	223	222	145	332	57
AFRF_s_Maximální rychlost [mm/s]	15	265	250	146	450	80
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm]	15	388	372	301	501	54
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm]	15	408	394	324	531	59
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s]	15	300	296	187	393	70
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm]	15	349	341	239	502	66
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm]	15	378	383	252	549	77
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s]	15	313	336	189	439	84
AFRF_bez_Standardní odchylka X [mm]	15	5	4	1	206	33
AFRF_bez_Standardní odchylka Y [mm]	15	82	82	60	12	3
AFRF_bez_Standardní odchylka Z [mm]	15	34	37	14	104	14
AFRF_s_Standardní odchylka X [mm]	15	5	5	2	47	9
AFRF_s_Standardní odchylka Y [mm]	15	80	79	66	9	2
AFRF_s_Standardní odchylka Z [mm]	15	45	48	23	102	10
AFMAX_bez_Standardní odchylka X [mm]	15	7	7	2	66	121
AFMAX_bez_Standardní odchylka Y [mm]	15	129	134	90	13	4
AFMAX_bez_Standardní odchylka Z [mm]	15	81	77	54	156	17
AFMAX_s_Standardní odchylka X [mm]	15	7	7	2	111	20
AFMAX_s_Standardní odchylka Y [mm]	15	109	109	82	15	4
AFMAX_s_Standardní odchylka Z [mm]	15	85	92	32	144	17

Příloha 5. Popisná statistika DTP-3 NBDZ (n=15) a K (n=16)

Proměnná Pohyb vpřed	soubor K Popisná statistika DTP-3					
	n	M	Me	Min	Max	SD
AFRF_bez_Maximální rychlost [mm/s]	16	200	212	121	277	51
AFRF_s_Maximální rychlost [mm/s]	16	237	245	98	366	65
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm]	16	389	392	301	498	56
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm]	16	409	415	315	520	60
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s]	16	268	279	176	405	71
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm]	16	371	365	279	466	65
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm]	16	393	388	304	507	71
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s]	16	277	273	135	430	76
Pohyb zpět	n	M	Me	Min	Max	SD
AFRF_bez_Maximální rychlost [mm/s]	16	240	232	116	325	59
AFRF_s_Maximální rychlost [mm/s]	16	257	258	118	342	62
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm]	16	410	403	294	547	74
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm]	16	434	424	318	591	78
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s]	16	325	319	201	477	79
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm]	16	387	383	295	494	67
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm]	16	415	409	328	528	72
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s]	16	309	308	152	544	88
AFRF_bez_Standardní odchylka X [mm]	16	5	4	2	10	2
AFRF_bez_Standardní odchylka Y [mm]	16	82	83	60	108	14
AFRF_bez_Standardní odchylka Z [mm]	16	38	37	14	74	17
AFRF_s_Standardní odchylka X [mm]	16	6	6	1	12	3
AFRF_s_Standardní odchylka Y [mm]	16	78	72	63	117	14
AFRF_s_Standardní odchylka Z [mm]	16	51	54	23	88	16
AFMAX_bez_Standardní odchylka X [mm]	16	8	7	2	16	4
AFMAX_bez_Standardní odchylka Y [mm]	16	132	132	81	183	28
AFMAX_bez_Standardní odchylka Z [mm]	16	94	93	47	133	27
AFMAX_s_Standardní odchylka X [mm]	16	8	7	2	21	6
AFMAX_s_Standardní odchylka Y [mm]	16	116	116	82	154	18
AFMAX_s_Standardní odchylka Z [mm]	16	99	100	50	146	29

Legenda:

- AFMAX - TPVN
- AFRF - TPN
- s - s pěnovými podložkami
- bez - bez pěnových podložek
- X - osa X (medio-laterální)
- Y - osa Y (antero-posteriorní)

<i>Z</i>	- osa z (vertikální)
<i>n</i>	- počet osob ve skupině
<i>M</i>	- průměrná hodnota
<i>Me</i>	- medián
<i>Min</i>	- minimální hodnota
<i>Max</i>	- maximální hodnota
<i>SD</i>	- směrodatná odchylka
<i>NBDZ</i>	- experimentální skupina, nespecifické bolesti dolní části zad
<i>K</i>	- kontrolní skupina

Příloha 6. Porovnání NBDZ a K data ze silových plošin, celý soubor (n=28)

Proměnná	Skupina NBDZ (L) a skupina K (K) Mann-Whitneyův U test Silové plošiny Kistler Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,5000$				
	Sčet poř. NBDZ	Sčet poř. K	n NBDZ	n K	p
AFMAX_bez_rozsah X [cm] - ML	190	216	13	15	0,9633
AFMAX_bez_rozsah Y [cm] - AP	194	212	13	15	0,8178
AFMAX_s_rozsah X [cm] - ML	186	220	13	15	0,9266
AFMAX_s_rozsah Y [cm] - AP	192	214	13	15	0,8901
AFRF_bez_rozsah X [cm] - ML	202	204	13	15	0,5493
AFRF_bez_rozsah Y [cm] - AP	204	202	13	15	0,4896
AFRF_s_rozsah X [cm] - ML	181	225	13	15	0,7471
AFRF_s_rozsah Y [cm] - AP	169	237	13	15	0,3814

Legenda:

AFMAX - *TPVN*

AFRF - *TPN*

s - *s pěnovými podložkami*

bez - *bez pěnových podložek*

ML - *medio-laterální (osa X)*

AP - *antero-posteriorní (osa Y)*

n - *počet osob ve skupině*

Sčet poř. - *součet pořadí*

p - *hladina pravděpodobnosti*

NBDZ - *experimentální skupina, nespecifické bolesti dolní části zad*

K - *kontrolní skupina*

Příloha 7. Porovnání NBDZ a K data z DTP-3, celý soubor (n=31)

Proměnná	Skupina NBDZ (L) a skupina K (K) Mann-Whitneyův U test Kineziometr DTP-3 Označené testy jsou významné na hladině p < 0,5000				
	Sčet poř. NBDZ	Sčet poř. K	n NBDZ	n K	p
Pohyb vpřed					
AFRF_bez_Maximální rychlost [mm/s]	215	282	15	16	0,3231
AFRF_s_Maximální rychlost [mm/s]	225	271	15	16	0,5665
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm]	208	288	15	16	0,2131
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm]	209	287	15	16	0,2280
AFMAX_bez_Maximální rychlost mm/s]	199	297	15	16	0,1094
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm]	218	278	15	16	0,3954
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm]	220	276	15	16	0,4408
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s]	214	282	15	16	0,3135
Pohyb zpět	Sčet poř. NBDZ	Sčet poř. K	n NBDZ	n K	p
AFRF_bez_Maximální rychlost [mm/s]	217	279	15	16	0,3738
AFRF_s_Maximální rychlost [mm/s]	238	258	15	16	0,9527
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm]	224	272	15	16	0,5401
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm]	222	274	15	16	0,4891
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s]	224	272	15	16	0,5401
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm]	204	292	15	16	0,1605
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm]	209	287	15	16	0,2280
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s]	250	246	15	16	0,7073
AFRF_bez_Standardní odchylka X [mm]	233	263	15	16	0,8125
AFRF_bez_Standardní odchylka Y [mm]	240	256	15	16	1,0000
AFRF_bez_Standardní odchylka Z [mm]	223	273	15	16	0,5143
AFRF_s_Standardní odchylka X [mm]	219	277	15	16	0,4178
AFRF_s_Standardní odchylka Y [mm]	254	242	15	16	0,5936
AFRF_s_Standardní odchylka Z [mm]	207	289	15	16	0,1989
AFMAX_bez_Standardní odchylka X [mm]	228	269	15	16	0,6353
AFMAX_bez_Standardní odchylka Y [mm]	232	265	15	16	0,7518
AFMAX_bez_Standardní odchylka Z [mm]	200	296	15	16	0,1184
AFMAX_s_Standardní odchylka X [mm]	231	265	15	16	0,7369
AFMAX_s_Standardní odchylka Y [mm]	207	290	15	16	0,1921
AFMAX_s_Standardní odchylka Z [mm]	208	289	15	16	0,2059

Legenda:

AFMAX - TPVN
 AFRF - TPN
 s - s pěnovými podložkami
 bez - bez pěnových podložek
 X - osa x (medio-laterální)

<i>Y</i>	- osa y (<i>antero-posteriorní</i>)
<i>Z</i>	- osa z (<i>vertikální</i>)
<i>n</i>	- počet osob ve skupině
<i>Sčt poř.</i>	- součet pořadí
<i>p</i>	- hladina pravděpodobnosti
<i>NBDZ</i>	- experimentální skupina, nespecifické bolesti dolní části zad
<i>K</i>	- kontrolní skupina

Příloha 8. Popisná statistika Kistler NBDZ (n=7) a K (n=7)

Proměnná	soubor NBDZ Popisná statistika Silové pološiny Kistler					
	n	M	Me	Min	Max	SD
AFMAX_bez_rozsah X [cm] - ML	7	7,58	6,58	4,62	12,53	3,03
AFMAX_bez_rozsah Y [cm] - AP	7	10,62	10,59	7,04	13,89	2,10
AFMAX_s_rozsah X [cm] - ML	7	5,70	5,25	3,18	8,97	2,07
AFMAX_s_rozsah Y [cm] - AP	7	7,04	6,98	4,16	9,46	1,67
AFRF_bez_rozsah X [cm] - ML	7	8,13	7,31	3,82	14,16	3,18
AFRF_bez_rozsah Y [cm] - AP	7	9,05	9,59	5,45	10,97	2,07
AFRF_s_rozsah X [cm] - ML	7	8,37	6,89	2,55	17,60	5,05
AFRF_s_rozsah Y [cm] - AP	7	6,46	6,85	4,65	7,88	1,16
Proměnná	soubor K Popisná statistika Silové pološiny Kistler					
	n	M	Me	Min	Max	SD
AFMAX_bez_rozsah X [cm] - ML	7	5,04	4,14	3,01	11,60	2,96
AFMAX_bez_rozsah Y [cm] - AP	7	9,35	10,01	4,93	12,49	2,77
AFMAX_s_rozsah X [cm] - ML	7	5,93	4,71	2,30	16,47	4,81
AFMAX_s_rozsah Y [cm] - AP	7	6,13	5,69	4,55	8,31	1,42
AFRF_bez_rozsah X [cm] - ML	7	4,74	3,09	2,24	9,84	2,88
AFRF_bez_rozsah Y [cm] - AP	7	7,85	8,40	4,70	11,38	2,37
AFRF_s_rozsah X [cm] - ML	7	7,71	7,56	3,50	12,91	4,16
AFRF_s_rozsah Y [cm] - AP	7	7,37	6,71	5,17	12,46	2,35

Legenda:

<i>AFMAX</i>	- <i>TPVN</i>
<i>AFRF</i>	- <i>TPN</i>
<i>s</i>	- <i>s pěnovými podložkami</i>
<i>bez</i>	- <i>bez pěnových podložek</i>
<i>ML</i>	- <i>medio-laterální</i>
<i>AP</i>	- <i>antero-posteriorní</i>
<i>n</i>	- <i>počet osob ve skupině</i>
<i>M</i>	- <i>průměrná hodnota</i>
<i>Me</i>	- <i>medián</i>
<i>Min</i>	- <i>minimální hodnota</i>
<i>Max</i>	- <i>maximální hodnota</i>
<i>SD</i>	- <i>směrodatná odchylka</i>
<i>NBDZ</i>	- <i>experimentální skupina, nescifické bolesti dolní části zad</i>
<i>K</i>	- <i>kontrolní skupina</i>

Příloha 9. Popisná statistika DTP-3 NBDZ (n=7) a K (n=7)

Proměnná Pohyb vpřed	Soubor NBDZ Popisná statistika Kineziometr DTP-3					
	n	M	Me	Min	Max	SD
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm] 1	7	359	376	195	469	96
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm] 2	7	380	370	309	452	54
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm] 1	7	375	389	197	503	105
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm] 2	7	397	381	312	474	60
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s] 1	7	205	163	137	343	76
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s] 2	7	252	237	168	350	74
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm] 1	7	341	370	216	457	88
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm] 2	7	366	368	240	527	94
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm] 1	7	363	395	221	488	98
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm] 2	7	387	383	250	565	102
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s] 1	7	235	226	137	316	60
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s] 2	7	228	214	132	370	91
Pohyb zpět						
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm] 1	7	395	376	339	501	53
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm] 2	7	408	389	350	501	53
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm] 1	7	416	395	368	528	56
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm] 2	7	430	436	356	534	62
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s] 1	7	310	291	202	407	69
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s] 2	7	315	302	189	410	73
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm] 1	7	346	363	244	483	83
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm] 2	7	362	348	235	522	86
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm] 1	7	381	392	253	520	97
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm] 2	7	392	380	251	578	99
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s] 1	7	298	347	185	429	95
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s] 2	7	312	280	184	449	107
AFMAX_bez_Standardní odchylka X [mm] 1	7	9	9	2	140	4
AFMAX_bez_Standardní odchylka X [mm] 2	7	9	8	6	14	3
AFMAX_bez_Standardní odchylka Y [mm] 1	7	130	126	118	158	13
AFMAX_bez_Standardní odchylka Y [mm] 2	7	133	143	94	155	22
AFMAX_bez_Standardní odchylka Z [mm] 1	7	85	86	52	110	23
AFMAX_bez_Standardní odchylka Z [mm] 2	7	86	89	59	114	18
AFMAX_s_Standardní odchylka X [mm] 1	7	7	9	2	11	4
AFMAX_s_Standardní odchylka X [mm] 2	7	11	11	4	22	6
AFMAX_s_Standardní odchylka Y [mm] 1	7	105	110	77	133	20
AFMAX_s_Standardní odchylka Y [mm] 2	7	112	108	80	155	22
AFMAX_s_Standardní odchylka Z [mm] 1	7	86	98	33	130	34
AFMAX_s_Standardní odchylka Z [mm] 2	7	88	94	30	141	34

Příloha 9. Popisná statistika DTP-3 NBDZ (n=7) a K (n=7)

Proměnná Pohyb vpřed	Soubor K Popisná statistika Kineziometr DTP-3					
	n	M	Me	Min	Max	SD
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm] 1	7	386	378	342	450	34
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm] 2	7	399	401	303	466	52
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm] 1	7	410	393	358	500	46
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm] 2	7	421	418	320	494	58
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s] 1	7	266	279	166	353	66
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s] 2	7	315	339	195	456	91
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm] 1	7	371	372	279	497	80
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm] 2	7	372	359	299	482	66
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm] 1	7	393	389	292	559	97
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm] 2	7	395	395	306	516	73
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s] 1	7	270	260	159	414	96
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s] 2	7	284	270	171	446	93
Pohyb zpět						
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm] 1	7	403	378	354	508	52
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm] 2	7	418	387	315	583	87
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm] 1	7	427	397	376	563	64
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm] 2	7	442	412	328	620	94
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s] 1	7	334	351	196	468	90
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s] 2	7	345	353	207	486	86
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm] 1	7	381	386	308	488	67
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm] 2	7	393	378	311	500	70
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm] 1	7	409	410	326	518	77
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm] 2	7	422	403	325	538	78
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s] 1	7	316	309	180	434	89
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s] 2	7	315	336	244	384	52
AFMAX_bez_Standardní odchylka X [mm] 1	7	6	6	1	14	4
AFMAX_bez_Standardní odchylka X [mm] 2	7	5	6	2	7	2
AFMAX_bez_Standardní odchylka Y [mm] 1	7	133	135	86	180	27
AFMAX_bez_Standardní odchylka Y [mm] 2	7	133	135	76	186	34
AFMAX_bez_Standardní odchylka Z [mm] 1	7	90	97	52	121	27
AFMAX_bez_Standardní odchylka Z [mm] 2	7	97	102	42	139	34
AFMAX_s_Standardní odchylka X [mm] 1	7	7	8	3	11	3
AFMAX_s_Standardní odchylka X [mm] 2	7	4	4	1	7	2
AFMAX_s_Standardní odchylka Y [mm] 1	7	120	113	104	152	16
AFMAX_s_Standardní odchylka Y [mm] 2	7	121	115	111	156	16
AFMAX_s_Standardní odchylka Z [mm] 1	7	91	83	46	145	37
AFMAX_s_Standardní odchylka Z [mm] 2	7	98	94	54	148	33

Legenda:

<i>AFMAX</i>	- <i>TPVN</i>
<i>s</i>	- <i>s pěnovými podložkami</i>
<i>bez</i>	- <i>bez pěnových podložek</i>
<i>X</i>	- <i>osa X (medio-laterální)</i>
<i>Y</i>	- <i>osa Y (antero-posteriorní)</i>
<i>Z</i>	- <i>osa z (vertikální)</i>
<i>n</i>	- <i>počet osob ve skupině</i>
<i>M</i>	- <i>průměrná hodnota</i>
<i>Me</i>	- <i>medián</i>
<i>Min</i>	- <i>minimální hodnota</i>
<i>Max</i>	- <i>maximální hodnota</i>
<i>SD</i>	- <i>směrodatná odchylka</i>
<i>NBDZ</i>	- <i>experimentální skupina, nespecifické bolesti dolní části zad</i>
<i>K</i>	- <i>kontrolní skupina</i>
<i>1</i>	- <i>1. pokus</i>
<i>2</i>	- <i>2. pokus</i>

Příloha 10. Porovnání mezi zúženými skupinami NBDZ (n=7) a K (n=7), měřeno silovými plošinami Kistler

Proměnná	Skupina NSLBP (L) a skupina K (K) Mann-Whitneyův U test Silové plošiny Kistler Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,0500$				
	Sčet poř. NBDZ	Sčet poř. K	n NBDZ	n K	p
AFMAX_bez_rozsah X [cm] - ML	70	35	7	7	*0,0298
AFMAX_bez_rozsah Y [cm] - AP	59	46	7	7	0,4433
AFMAX_s_rozsah X [cm] - ML	57	48,0	7	7	0,6093
AFMAX_s_rozsah Y [cm] - AP	62	43	7	7	0,2502
AFRF_bez_rozsah X [cm] - ML	66	39	7	7	0,0967
AFRF_bez_rozsah Y [cm] - AP	62	43	7	7	0,2502
AFRF_s_rozsah X [cm] - ML	54	51	7	7	0,8983
AFRF_s_rozsah Y [cm] - AP	50	55	7	7	0,7983

Legenda:

<i>AFMAX</i>	- <i>TPVN</i>
<i>AFRF</i>	- <i>TPN</i>
<i>s</i>	- <i>s pěnovými podložkami</i>
<i>bez</i>	- <i>bez pěnových podložek</i>
<i>ML</i>	- <i>medio-laterální (osa X)</i>
<i>AP</i>	- <i>antero-posteriorní (osa Y)</i>
<i>n</i>	- <i>počet osob ve skupině</i>
<i>Sčet poř.</i>	- <i>součet pořadí</i>
<i>p</i>	- <i>hladina pravděpodobnosti</i>
<i>NBDZ</i>	- <i>experimentální skupina, nespecifické bolesti dolní části zad</i>
<i>K</i>	- <i>kontrolní skupina</i>
<i>*</i>	- $p < 0,0500$

Příloha 11. Porovnání mezi zúženými skupinami NBDZ (n=7) a K (n=7), měřeno kineziometrem DTP-3, Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,0500$

Proměnná Pohyb Vpřed	Skupina NSLBP a skupina K Mann-Whitneyův U test Kineziometr DTP-3				
	Sčet poř. NBDZ	Sčet poř. K	n NBDZ	n K	p.
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm] 1	49	56	7	7	0,7015
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm] 2	46	59	7	7	0,4433
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm] 1	48	57	7	7	0,6093
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm] 2	44	61	7	7	0,3067
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s] 1	38	67	7	7	0,0736
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s] 2	40	65	7	7	0,1252
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm] 1	48	57	7	7	0,6093
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm] 2	52	53	7	7	1,0000
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm] 1	52	53	7	7	1,0000
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm] 2	51	54	7	7	0,8983
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s] 1	46	59	7	7	0,4433
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s] 2	44	61	7	7	0,3067
Pohyb zpět					
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm]	50	55	7	7	0,7983
AFMAX_bez_Přímá vzdálenost [mm] 2	52	53	7	7	1,0000
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm] 1	49	56	7	7	0,7015
AFMAX_bez_Délka trajektorie [mm] 2	51	54	7	7	0,8983
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s] 1	48	57	7	7	0,6093
AFMAX_bez_Maximální rychlost [mm/s] 2	46	59	7	7	0,4433
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm] 1	45	60	7	7	0,3711
AFMAX_s_Přímá vzdálenost [mm] 2	47	58	7	7	0,5229
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm] 1	49	56	7	7	0,7015
AFMAX_s_Délka trajektorie [mm] 2	47	58	7	7	0,5229
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s] 1	49	56	7	7	0,7015
AFMAX_s_Maximální rychlost [mm/s] 2	51	54	7	7	0,8983
AFMAX_bez_Standardní odchylka X [mm] 1	63	42	7	7	0,2013
AFMAX_bez_Standardní odchylka X [mm] 2	69	36	7	7	*0,0409
AFMAX_bez_Standardní odchylka Y [mm] 1	43	62	7	7	0,2502
AFMAX_bez_Standardní odchylka Y [mm] 2	53	52	7	7	1,0000
AFMAX_bez_Standardní odchylka Z [mm] 1	51	54	7	7	0,8983
AFMAX_bez_Standardní odchylka Z [mm] 2	45	60	7	7	0,3711
AFMAX_s_Standardní odchylka X [mm] 1	54	51	7	7	0,8983
AFMAX_s_Standardní odchylka X [mm] 2	73	32	7	7	*0,0106
AFMAX_s_Standardní odchylka Y [mm] 1	43	62	7	7	0,2502
AFMAX_s_Standardní odchylka Y [mm] 2	39	660	7	7	0,0967
AFMAX_s_Standardní odchylka Z [mm] 1	51	54	7	7	0,8983
AFMAX_s_Standardní odchylka Z [mm] 2	48	57	7	7	0,6093

Legenda:

<i>AFMAX</i>	- <i>TPVN</i>
<i>s</i>	- <i>s pěnovými podložkami</i>
<i>bez</i>	- <i>bez pěnových podložek</i>
<i>X</i>	- <i>osa X (medio-laterální)</i>
<i>Y</i>	- <i>osa Y (antero-posteriorní)</i>
<i>Z</i>	- <i>osa z (vertikální)</i>
<i>n</i>	- <i>počet osob ve skupině</i>
<i>Sčt poř.</i>	- <i>součet pořadí</i>
<i>p</i>	- <i>hladina pravděpodobnosti</i>
<i>NBDZ</i>	- <i>experimentální skupina, nespecifické bolesti dolní části zad</i>
<i>K</i>	- <i>kontrolní skupina</i>

Příloha 12. Porovnání mezi jednotlivými pokusy měření, zúžené soubory K (n=7),
kineziometr DTP-3

Kontrolní skupina Spearmanova korelace párově označené korelace jsou významné na hladině $p < 0,0500$			
Dvojice proměnných: AFMAX_bez pěnových podložek_přímá vzdálenost [mm] 1.pokus & AFMAX_bez pěnových podložek_přímá vzdálenost [mm] 2.pokus			
	n	R	p
pohyb vpřed	7	0,8929	**0,0069
pohyb vzad	7	0,8929	**0,0069
Dvojice proměnných: AFMAX_s pěnovými podložkami_přímá vzdálenost [mm] 1.pokus & AFMAX_s pěnovými podložkami_přímá vzdálenost [mm] 2.pokus			
	n	R	p
pohyb vpřed	7	0,9286	**0,0025
pohyb vzad	7	0,8571	*0,0137
Dvojice proměnných: AFMAX_bez pěnových podložek_délka trajektorie [mm] 1.pokus & AFMAX_bez pěnových podložek_délka trajektorie [mm] 2.pokus			
	n	R	p
pohyb vpřed	7	0,8929	**0,0068
pohyb vzad	7	0,8929	**0,0068
Dvojice proměnných: AFMAX_s pěnovými podložkami_délka trajektorie [mm] 1.pokus & AFMAX_s pěnovými podložkami_délka trajektorie [mm] 2.pokus			
	n	R	p
pohyb vpřed	7	0,9286	**0,0025
pohyb vzad	7	0,8571	*0,0137
Dvojice proměnných: AFMAX_s pěnovými podložkami_maximální rychlost [mm] 1.pokus & AFMAX_s pěnovými podložkami_maximální rychlost [mm] 2.pokus			
	n	R	p
pohyb vpřed	7	0,892857	**0,0068
pohyb vzad	7	0,928571	**0,0025

Legenda:

AFMAX - *TPVN*
n - *počet osob ve skupině*
p - *hladina pravděpodobnosti*
R - *spearmanův korelační koeficient*

Příloha 13. Porovnání mezi jednotlivými pokusy měření, zúžené soubory NBDZ (n=7), kineziometr DTP-3

Dvojice proměnných AFMAX_ bez pěnových podložek _maximální rychlost [mm] 1.pokus & AFMAX_ bez pěnových podložek _maximální rychlost [mm] 2.pokus	NBDZ skupina Spearmanovy korelace párově označ. korelace jsou významné na hl. $p < 0,05000$		
	n	R	p
pohyb vpřed	7	0,8214	*0,0235
pohyb vzad	7	0,7857	*0,0362

Legenda:

- AFMAX* - *TPVN*
n - počet osob ve skupině
p - hladina pravděpodobnosti
R - spearmanův korelační koeficient