



Biomechanická analýza hlubokého dřepu v kontextu vybraných funkčních a strukturálních poruch pohybového aparátu člověka

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika

Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika

Autor práce: **Lucie Florianová**

Vedoucí práce: Mgr. Václav Bittner





Biomechanical analysis of a deep squat in the context of selected functional and structural disorders of the human musculoskeletal system

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology
Author: **Lucie Florianová**
Supervisor: Mgr. Václav Bittner



Ústav zdravotnických studií
Akademický rok: 2014/2015

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Lucie Florianová**
Osobní číslo: **Z13000126**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Biomechanická analýza hlubokého dřepu v kontextu vybraných funkčních a strukturálních poruch pohybového aparátu člověka**
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce: Hlavním cílem práce je provést komplexní biomechanickou analýzu hlubokého dřepu se zvláštním zaměřením na diagnostiku vybraných funkčních a strukturálních poruch pohybového aparátu člověka.

V souvislosti s hlavním cílem byly stanoveny následující dílčí úkoly:

1. Seznámit se s kineziologickou podstatou provedení hlubokého dřepu.
2. Shrnout aktuální poznatky o biomechanice provedení hlubokého dřepu.
3. Vytvořit přehled funkčních a strukturálních poruch pohybového aparátu člověka, u nichž lze předpokládat, že budou mít vliv na způsob a dynamiku provedení hlubokého dřepu.
4. Zrealizovat vlastní pilotní experimentální šetření zaměřené na komplexní biomechanickou analýzu hlubokého dřepu.
5. Na základě zjištěných poznatků nalézt vhodné biomechanické deskriptory jednotlivých fází provedení hlubokého dřepu.

Teoretická východiska (včetně výstupu z BP):

Hluboký dřep představuje u primátů základní pohybový vzor a patří k jejich přirozeným posturálním pozicím. Jedná se o polohu těla, kdy flexe v kolenním kloubu je taková, že zadní část stehna se dotýká lýtek, paty zůstávají na podlaze a páteř je vzpřímena v neutrální poloze. Malé děti do zhruba čtyř let věku instinktivně, na základě vrozeného pohybového vzoru, využívají hlubokého dřepu, pokud chtějí dosáhnout rukama na zem a taktéž si v této pozici běžně hrají. Empirické zkušenosti ukazují, že u velké části obyvatel vyspělých států euroatlantické civilizace se schopnost dosáhnout dolní pozice hlubokého dřepu vytrácí, případně, že tento pohybový vzorec nevyžívají. Přitom ve světovém písemnictví lze nalézt studie (Esformes & Bampouras, 2013, nebo Hartmann 2012), které prokazují příznivý vliv hlubokého dřepu na produkci svalové síly i výkonu dolních končetin. Navíc pochybnosti o přetěžování kolenního kloubu vyvrací Bryanton (2012), který zjistil, že s hloubkou dřepu roste spolu se zapojením hýžďových svalů převážně zatížení kyčelních nikoliv kolenních kloubů. Výstupem bakalářské práce bude nalézt vhodné biomechanické deskriptory jednotlivých fází provedení hlubokého dřepu.

Výzkumné předpoklady:

V1: Jaký je časový průběh vzájemné polohy, rychlosti a zrychlení vybraných kinematických segmentů (např.: stehno bérec, noha apod.) při provádění hlubokého dřepu?

V2: Jaký je časový průběh reakčních sil lidského těla s podložkou při provádění hlubokého dřepu?

V3: Jaký je časový průběh COP (center of pressure) při provádění hlubokého dřepu?

V4: Může být způsob a dynamika provedení hlubokého dřepu ovlivněna funkčními a strukturálními poruchami pohybového aparátu člověka a jakými?

Metoda: Kombinace kinematické a dynamografické analýzy (systém Simi Motion a Kistler), případně diagnostika distribuce plantárních tlaků (systém Pedar).

Technika práce, vyhodnocení dat:

Experimentální data budou vyhodnocena diagnostickým SW použitých přístrojů. Vzhledem k rozsahu výzkumného souboru (do deseti osob) nelze předpokládat parametricitu dat. Proto ke zpracování a interpretaci výsledků bude využito standardních metod popisné a induktivní neparametrické statistiky s využitím MS Excel.

Místo a čas realizace výzkumu:

Centrum sportovní medicíny, fakulta pedagogická TUL, říjen - prosinec 2015: vlastní experimentální výzkum.

Prosinec 2015 - leden 2016: vyhodnocení výsledků. Prosinec 2015 - květen 2016: psaní bakalářské práce.

Vzorek: Pilotní experimentální šetření bude realizováno na souboru cca deseti probandů dospělého věku.

Předpokládané využití výsledků práce: Jedná se o pilotní studii, jejíž výsledky budou dále využity k verifikaci hlubokého dřepu jako diagnostické metody, která umožňuje sledovat míru vybraných strukturálních a funkčních změn pohybového aparátu člověka a jejich vývoj v čase.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

BLOOMQUIST, K., et. al. Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. European Journal of applied physiology. 2013, 113(8), 2133-42. ISSN 1430-6319.

BRYANTON, Megan A., et. al. Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting. Journal of Strength and Conditioning Research. 2012, 26(10), 2820-8. ISSN 1064-8011.

ČIHÁK, Radomír. Anatomie. 3. upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.

CONTRERAS, Bret. Posilování: na anatomických základech. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5075-0.

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

ESFORMES, Joseph I. a Theodoros M. BAMPOURAS. Effect of back squat depth on lower-body postactivation potentiation. Journal of Strength and Conditioning Research. 2013, 27(11), 2997-3000. ISSN 1064-8011.

GROSS, Jeffrey M. Vyšetření pohybového aparátu. Praha: Triton, 2010. ISBN 978-80-7254-720-3.

HARTMANN, Hagen, et.al. Influence of squatting depth on jumping performance. Journal of Strength and Conditioning Research. 2012, 26(12), 3243-63. ISSN 1064-8011.

KONVIČKOVÁ, S., J. VALENTA a T. MAREŠ. Biomechanika svalstva člověka. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 978-80-01-03911-3.

KRZYZEWSKI, Michael. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. Medicine and science in sports and exercise. 2001, 33(1), 127-41. ISSN 0195-9131.

Vedoucí bakalářské práce:

Mgr. Václav Bittner

Katedra matematiky a didaktiky matematiky


Konzultant bakalářské práce:

MUDr. Libor Kučera

Ústav zdravotnických studií

Datum zadání bakalářské práce: 29. května 2015

Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2016


prof. Dr. Ing. Zdeněk Kús
rektor




Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 31. ledna 2016

Studentka
Lucie FLORIANOVÁ
Z13000126
Tyršova 279
506 01 JIČÍN

Vyřizuje: Zuzana Janošíková / 485 353 762

V Liberci dne 4. května 2016
č.j.: 16/8515/016276-02

Vyjádření k žádosti o ponechání tématu a prodloužení termínu odevzdání bakalářské práce

Vážená studentko,

na základě Vaší žádosti ze dne 28. 4. 2016, zaevidované pod č.j.: 16/8515/016276-01, Vám sděluji, že **souhlasím** s ponecháním tématu bakalářské práce „Biomedicínská analýza hlubokého dřepu v kontextu vybraných funkčních a strukturálních poruch pohybového aparátu člověka“ a prodloužením termínu odevzdání do 30. 4. 2017.

S pozdravem


Mgr. Marie Fronková
pověřena vedením ústavu

Technická univerzita v Liberci
Ústav zdravotnických studií
Studentská 2, 461 17 Liberec 1



Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 30.6.2016

Podpis: Floniánová

Poděkování:

Děkuji Mgr. Václavu Bittnerovi za odborné vedení mé bakalářské práce, za cenné rady, trpělivost a vstřícnou spolupráci. Dále bych chtěla poděkovat PhDr. Petru Šiftovi, PhD. za poskytnutí cenných rad a připomínek. Děkuji sportovní laboratoři TU v Liberci za vypůjčení systému Pedar.

Anotace v českém jazyce

Jméno a příjmení autora:	Lucie Florianová
Instituce:	UZS – Biomedicínská technika
Název práce:	Biomechanická analýza hlubokého dřepu v kontextu vybraných funkčních a strukturálních poruch pohybového aparátu člověka
Vedoucí práce:	Mgr. Václav Bittner
Počet stran:	65
Počet příloh:	3
Rok obhajoby:	2016

Anotace:

Hlavním cílem práce bylo provést komplexní biomechanickou analýzu hlubokého dřepu se zvláštním zaměřením na diagnostiku vybraných funkčních a strukturálních poruch pohybového aparátu člověka. V teoretické části byl vytvořen biomechanický model pro analýzu hlubokého dřepu. Pro tento model byly odvozeny pohybové rovnice. Experimentální část byla zaměřena na změnu polohy COP při provádění hlubokého dřepu a aplikaci kinetostatického modelu. Ke stanovení polohy a pohybu COP byl využit měřicí systém Pedar. Výsledky prokázaly statisticky významný posun COP směrem vzad při současném snižování těžiště celého těla. Poznatky získané v rámci této bakalářské práce mohou být využity v navazujících klinických výzkumech.

Klíčová slova: kineziologie, biomechanika, stick model, hluboký dřep, COP

Annotation

Name and surname: Lucie Florianová

Institution: UZS – Biomedical technology

Title: Biomechanical analysis of a deep squat in the context of selected functional and structural disorders of the human musculoskeletal system

Supervisor: Mgr. Václav Bittner

Pages: 65

Apendix: 3

Year: 2016

Annotation:

The main aim of the work was to perform a complex biomechanical analysis of a deep squat with a focus on diagnostics of chosen functional and structural disorders of the human musculoskeletal system. In the theoretical part was created a biomechanical model for the analysis of a deep squat. For this model, there were derived motion equations. The experimental part was focused on the changing of the position COP, during the execution of a deep squat and application of kinetostatic model. For determination of the position and movement COP, there was used the Pedar system. The results proved statistically significant movement of COP backwards, while lowering of the centre of gravity of the whole body. Findings gained in this thesis can be used in the following clinical researches.

Keywords: kinesiology, biomechanics, stick model, deep squat, COP

Obsah

Seznam použitých zkratk.....	12
I Úvod.....	13
II Teoretická část.....	15
1 Kineziologická analýza hlubokého dřepu.....	15
1.1 Svalová kontrakce.....	15
1.2 Funkce svalů.....	15
1.3 Ko-kontrakční synergie, reciproční inhibice.....	16
1.4 Pojem dřep.....	17
1.5 Pohyby kloubů a svalů během hlubokého dřepu.....	18
1.6 Vybrané aktuální poznatky z problematiky hlubokého dřepu.....	21
2 Funkční a strukturální poruchy pohybového aparátu v kontextu provedení hlubokého dřepu.....	23
2.1 Funkční poruchy pohybového aparátu.....	23
2.2 Strukturální poruchy.....	25
3 Biomechanika hlubokého dřepu.....	26
3.1 Segmentární struktura a hmotnostní geometrie lidského těla.....	26
3.2 Stick model pro analýzu hlubokého dřepu.....	29
3.3 Odvození pohybových rovnic.....	30
3.4 Shrnutí kapitoly 3.....	37
III Experimentální část.....	39
4 Cíle a výzkumné předpoklady experimentálního šetření.....	39
5 Metodika výzkumu.....	39
5.1 Organizace experimentu a sběr dat.....	40
5.2 Charakteristika výzkumného souboru.....	41
5.3 Charakteristika použitých metod.....	42
5.4 Metody statistického zpracování dat.....	44
6 Analýza výzkumných dat.....	44
6.1 COP.....	44
6.2 Souhrnné výsledky COP.....	51
6.3 Výsledky aplikace modelu.....	55
7 Analýza výzkumných cílů a předpokladů.....	58
8 Diskuze.....	59
9 Návrh doporučení pro praxi.....	60
IV Závěr.....	61
V Seznam použitých zdrojů:.....	62
Seznam příloh.....	65

Seznam použitých zkratek

2D	dvourozměrný
3D	trojrozměrný
ACL	anterior cruciate ligament
apod.	a podobně
COM	center of mass
COP	center of pressure
GM	musculus gluteus maximus
např.	například
r.d.j.	relativní délkové jednotky
SW	software
TrP	trigger points
tzv.	takzvaný

I Úvod

Tématem bakalářské práce je biomechanická analýza hlubokého dřepu v kontextu vybraných funkčních a strukturálních poruch pohybového aparátu člověka.

Hluboký dřep představuje u primátů základní pohybový vzor a patří k jejich přirozeným posturálním pozicím. Jedná se o polohu těla, kdy flexe v kolenním kloubu je taková, že zadní strana stehna se dotýká lýtek, paty zůstávají na podlaze a páteř je vzpřímena v neutrální poloze. Této pozice si můžeme běžně všimnout u malých dětí, které instinktivně, na základě vrozeného pohybového vzoru, využívají hlubokého dřepu, pokud chtějí dosáhnout rukama na zem a taktéž si v této pozici hrají.

Empirické zkušenosti ukazují, že u velké části obyvatel vyspělých států euroatlantické civilizace se schopnost dosáhnout dolní pozice hlubokého dřepu vytrácí, případně, že tento pohybový vzorec nevyužívají. Přitom ve světovém písemnictví lze nalézt studie, které prokazují příznivý vliv hlubokého dřepu na produkci svalové síly i výkonu dolních končetin. Navíc pochybnosti o přetěžování kolenního kloubu vyvrací Bryanton (2012), který zjistil, že s hloubkou dřepu roste spolu se zapojením hýžd'ových svalů převážně kyčelních kloubů, nikoliv kolenních. [1,2,3,4]

Hlavním cílem práce je provést komplexní biomechanickou analýzu hlubokého dřepu se zvláštním zaměřením na diagnostiku vybraných funkčních a strukturálních poruch pohybového aparátu člověka.

V souvislosti s hlavním cílem jsou stanoveny následující dílčí úkoly:

1. Seznámit se s kineziologickou podstatou provedení hlubokého dřepu
2. Shrnout aktuální poznatky o biomechanice provedení hlubokého dřepu
3. Vytvořit přehled funkčních a strukturálních poruch pohybového aparátu člověka, u nichž lze předpokládat, že budou mít vliv na způsob a dynamiku provedení hlubokého dřepu
4. Zrealizovat vlastní pilotní experimentální šetření pro ověření vybraných teoretických poznatků

5. Na základě zjištěných poznatků nalézt vhodné biomechanické deskriptory jednotlivých fází provedení hlubokého dřepu.

V návaznosti na cíle práce byly stanoveny následující výzkumné předpoklady:

V1: Jaký je časový průběh vzájemné polohy, rychlosti a zrychlení vybraných kinematických segmentů (např.: stehno, bérce, noha, apod.) při provádění hlubokého dřepu?

V2: Jaký je časový průběh reakčních sil lidského těla s podložkou při provádění hlubokého dřepu?

V3: Jaký je časový průběh COP (center of pressure) při provádění hlubokého dřepu?

V4: Může být způsob a dynamika provedení hlubokého dřepu ovlivněna funkčními a strukturálními poruchami pohybového aparátu člověka a jakými?

Dílo je koncipováno jako teoreticko – empirické. Tomu odpovídá rozdělení kapitol na teoretickou a experimentální část. V teoretické části je první kapitola věnována kineziologické podstatě provedení hlubokého dřepu. Druhá kapitola se věnuje funkčním a strukturálním poruchám pohybového aparátu člověka. Důležitou součástí práce je kapitola tři, ve které jsme vytvořili biomechanický model pro analýzu hlubokého dřepu. Ten vychází ze stick modelu o třech stupních volnosti, pro který jsou odvozeny pohybové rovnice. V experimentální části jsou vybrané teoretické poznatky ověřeny vlastním empirickým šetřením.

II Teoretická část

Teoretická část práce je věnována kineziologické a biomechanické podstatě provedení hlubokého dřepu a funkčním a strukturálním poruchám pohybového aparátu člověka. Je zde vytvořen biomechanický model pro analýzu hlubokého dřepu a jsou zde sestaveny pohybové rovnice.

1 Kineziologická analýza hlubokého dřepu

1.1 Svalová kontrakce

Svalová kontrakce neboli svalové stažení je základní vlastností svalu u člověka. Při pohybu člověka rozlišujeme dva hlavní druhy svalové kontrakce – izometrickou a izotonickou.

Při **izometrické svalové činnosti** se nemění délka svalu, ale mění se napětí. Je to takový svalový stah, při kterém se nevykonává pohyb a vzdálenost začátku a úponu svalu se nemění.

U **izotonické svalové kontrakce** se zde na rozdíl od izometrické mění délka svalu, ale vnitřní napětí svalu zůstává stejné. Podle toho, jestli se sval zkracuje nebo prodlužuje, pak rozeznáváme koncentrickou nebo excentrickou kontrakci. Při **koncentrické kontrakci** dochází ke zkrácení svalu. Zkrácení svalu je typické zvětšením objemu svalového bříška. Sval při tomto stahu vykonává práci a dochází k urychlení pohybu. V případě **excentrické kontrakce**, brzdící, dochází k natažení svalu a zpomalení pohybu. [5,6,7]

1.2 Funkce svalů

Svaly jsou rozloženy kolem kloubů ve skupinách a na klouby působí v různých směrech. Podle směru pohybu můžeme svaly rozdělit na agonisty, antagonisty a synergisty. Agonisté jsou hlavní svaly, které vykonávají pohyb v jednom určitém

směru. Antagonisté je označení pro svaly, které působí protichůdný pohyb. Synergisté jsou pomocné svaly agonistů, zúčastňují se stejného pohybu. [5,6,8]

Vzájemná spolupráce agonistů a antagonistů je pro pohyb velmi důležitá. Svým vyváženým působením totiž stabilizují určitou polohu těla i jeho segmentů. Například svaly dolních končetin a trupu stabilizují vzpřímenou polohu těla a nazývají se **svaly posturální**, někdy označovány jako antigravitační nebo tonické. Tyto svaly obsahují větší podíl pomalých červených svalových vláken. Díky tomu jsou schopny pracovat po delší dobu. U těchto svalů dochází často ke zkracování, kvůli dlouhodobě trvajícím svalovému napětí. Příkladem tonických svalů jsou svaly na zadní straně stehna (hamstringy), sval bedrokyčlostehenní, přímý sval stehenní, lýtkové svaly a další. [5,6]

Opakem tonických svalů jsou **svaly fázické**. Tyto svaly obsahují větší podíl rychlých bílých svalových vláken, a proto dokážou vyvinout větší sílu, ovšem jen po krátkou dobu. Jedná se o svaly s tendencí k ochabování. Příkladem fázických svalů jsou svaly břišní, hýžd'ové, vnější a vnitřní hlava čtyřhlavého svalu stehenního, přední holenní sval a další. [5,6]

V průběhu pohybu je uvolněna jen ta část těla, která je v pohybu. Ostatní části jsou fixovány (znehyněny). Svaly, které provádí takové znehynění, se nazývají **fixační svaly**. Například při extenzi v kolenním kloubu, kterou provádí čtyřhlavý stehenní sval, se především zapojuje přímý stehenní sval, což je pouze jedna z hlav čtyřhlavého stehenního svalu. Zbývající hlavy svalu dosaženou extenzi bérce fixují. [5,6]

1.3 Ko-kontrakční synergie, reciproční inhibice

Při každém pomalém pohybu (při zanedbání setrvačných sil) se uplatňuje tzv. **ko-kontrakční synergie**. Jedná se o souhru protichůdně působících svalů, agonistů a antagonistů. Svaly pracují synergicky. Pokud dojde ke zvýšení svalového napětí v jednom z dvojice svalů agonista – antagonisty, napětí druhého svalu se sníží. Pokud je tento stav dlouhodobý, dochází ke vzniku svalových dysbalancí. Při provádění hlubokého dřepu se můžeme soustředit hlavně na tři synergie. První mezi bedrokyčlostehenním svalem a hýžd'ovým svalem, druhá mezi hamstringy a čtyřhlavým svalem stehenním a třetí mezi svaly bérce a hlubokými svaly nohy.

Na rozdíl od pomalého pohybu, kdy jsou zapojeny oba svaly, agonista i antagonist, při rychlém pohybu, kdy nejsou zanedbány setrvačné síly, dochází k zapojení pouze jednoho svalu. Jedná se o tzv. **reciproční inhibici**, kdy při kontrakci agonisty dochází současně k inhibici antagonisty. Reciproční inhibice je nutná ke koordinaci pohybu. [9,10,11]

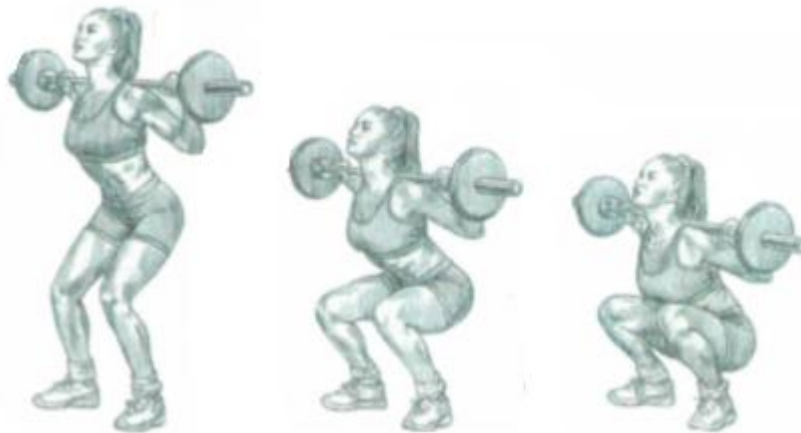
1.4 Pojem dřep

Dřep je základní a široce používaný cvik, který aktivuje největší a nejsilnější svaly lidského těla. Dřep může být nejlepším testem pro sílu dolních končetin. Mezi hlavní zapojené svaly patří svaly kyčelního kloubu, protože odtud pohyb začínáme. Provedení dynamického dřepu začínáme tedy ve svislé pozici, kolena a boky jsou napnuty. Pak dochází k dřepu dolů flexí v kyčlích, kolenou a kotnících. Když dosáhneme požadované hloubky dřepu, obracíme směr a vracíme se do vzpřímené polohy. To dynamicky zapojuje většinu svalstva dolní části těla, včetně čtyřhlavého svalu stehenního neboli kvadricepsu (*musculus quadriceps femoris*), dále tzv. hamstringů, což jsou svaly zadní strany stehna, kyčelních extenzorů, adduktorů, abduktorů a trojhlavého svalu lýtkového. Kromě toho, významná izometrická aktivita vyžaduje širokou škálu podpůrných svalů (včetně břišních svalů, vzpřimovačů páteře, trapézů, rombických svalů a mnoha dalších) s cílem usnadnit posturální stabilizaci trupu. Celkem se odhaduje, že během dřepu se aktivuje více než dvě stě svalů. [12,13]

Účelem dřepu je nejen trénovat svaly kolem kolenních a kyčelních kloubů ale i rozvíjet sílu v bederní oblasti, pro provádění základních dovedností potřebných v mnoha sportech a každodenních aktivitách, jako je zdvihání balíků nebo zvedání dětí. Silná a stabilní kolena jsou důležitá pro úspěch sportovce nebo pacienta.

Porozumění biomechaniky kolenního kloubu při provádění dřepu je velice užitečné pro terapeutu, trenéry, sportovce apod. Protože většina aktivit denního života vyžaduje koordinovanou kontrakci více svalových skupin najednou, a dřep, jakožto vícekloubový pohyb, je jedním z mála cvičení síly, který je schopen účinně posilovat více svalových skupin v jednoduchém pohybu, je dřep považován za jedno z nejlepších cvičení pro zlepšení kvality života. [12,13]

Dřep může být proveden v různých hloubkách, které se obvykle měří podle stupně flexe v kolenní. Často se dřepy rozdělují do tří základních skupin na dřepy částečné, při kterých dochází ke 40° flexi v kolenním kloubu, dřepy poloviční (často nazývány paralelní), kdy je flexe v kolenní 70-90° a hluboké dřepy, kdy flexe přesahuje 100° (Obr. 1). Terminologie se však může mezi výzkumnými pracovníky lišit. [12]



Obr. 1 Částečný, paralelní a hluboký dřep [14]

1.5 Pohyby kloubů a svalů během hlubokého dřepu

Samotný průběh pohybu při hlubokém dřepu si můžeme rozdělit na dvě pozice, horní a dolní, a dvě fáze, excentrickou a koncentrickou. Horní pozicí je základní postoj, ze kterého budeme pohyb začínat. Následuje excentrická, neboli sestupná fáze, kterou přejdeme do dřepu, tedy do dolní pozice. Zpět do základního postoje se dostaneme koncentrickou, neboli vzestupnou fází.

1) Horní pozice

V této pozici generují svaly pouze takovou sílu, která je potřebná k udržení vzpřímeného postoje. Boky a kolena jsou napnuté. Zapojují se hlavně vzpřimovače páteře (m. erector spinae) a břišní svaly. Zapojení vzpřimovačů páteře se zvyšuje s větším předkloněním.

2) Excentrická fáze

Excentrická fáze začíná pohybem v kyčli. Dochází zde k flexi. Flexory kyčelního kloubu jsou přímý sval stehenní (m. rectus femoris), bedrokyčlostehenní sval (m. iliopsoas) a hřebenový sval (m. pectineus).

V kolenním kloubu dochází taktéž ke flexi. Aktivními svaly jsou hamstringy. Jsou to tedy dvojhlavý sval stehenní (m. biceps femoris), poloblanitý a pološlašitý sval (m. semimembranosus, m. semitendinosus).

V hlezenním kloubu dochází k dorzální flexi, kterou provádí přední sval holenní (m. tibialis anterior)

3) Dolní pozice

V této fázi se kyčelní klouby dostávají pod paralelní úroveň. Hamstringy a adduktory jsou plně protaženy. Svalová kontrakce je izometrická.

4) Koncentrická fáze

Během koncentrické fáze dochází k extenzi v kyčelním kloubu. Zapojenými svaly jsou velký hýžd'ový sval (m. gluteus maximus), dlouhá hlava dvojhlavého svalu stehenního (m. biceps femoris – caput longum), poloblanitý a pološlašitý sval (m. semimembranosus, m. semitendinosus).

V kolenním kloubu dochází také k extenzi. Extenzi kolenního kloubu provádí čtyřhlavý sval stehenní, který má tedy čtyři hlavy – přímý sval stehenní (m. rectus femoris), zevní hlava čtyřhlavého svalu (m. vastus lateralis), prostřední hlava čtyřhlavého svalu (m. vastus intermedius) a vnitřní hlava čtyřhlavého svalu (m. vastus medialis).

V hlezenním kloubu dochází k plantární flexi. Zapojuje se šikmý lýtkový sval (m. soleus) a dvojhlavý lýtkový sval (m. gastrocnemius), který má vnitřní hlavu (caput mediale) a vnější hlavu (caput laterale).

Hloubka dřepu má vliv na rozvoj svalové hmoty v kolenních a kyčelních kloubech, zejména na **velký hýžd'ový sval** (GM). GM je hlavním extenzorem kyčelního kloubu. Působí, jak excentricky k ovládnutí hloubky při sestupu do dřepu, tak i koncentricky k překonání odporu při stoupání ze dřepu. Aktivace GM je značně ovlivněna hloubkou dřepu. Průměrná svalová aktivita výrazně roste při hlubokém dřepu, ale při paralelním

nebo částečném dřepu není významná. To platí i pro špičkové hodnoty svalové aktivity. [12,15]

Svalová síla v koleni je převážně tvořena **čtyřhlavým svalem stehenním**. Kvadriceps provádí koncentrickou extenzi kolene a zároveň působí excentricky při flexi kolene. Jeho svalová aktivita dosahuje nejvyšších hodnot při osmdesáti až devadesáti stupních flexe v kolenním kloubu. Dále zůstává konstantní. Aktivita zevní a vnitřní hlavy čtyřhlavého svalu stehenního je výrazně větší než u přímého svalu stehenního, protože m. rectus femoris je dvoukloubový sval. Je to zároveň flexor kyčelního kloubu a extenzor kolenního kloubu, proto se jeho délka během celého pohybu téměř nemění. [12,15]

Antagonisté kvadricepsu jsou **hamstringy**. Jejich synergie má za důsledek lepší integritu kolenního kloubu. Jejich svalová aktivita je nejvyšší při koncentrické fázi, stoupaní ze dřepu. Více jsou namáhány vnější svaly hamstringů než vnitřní. Nejvyšší hodnota je přibližně mezi padesáti a sedmdesáti stupni flexe. Hamstringy jsou také dvoukloubové svaly, působí tedy excentricky při sestupu do dřepu a koncentricky při vzestupu. Ve skutečnosti by měly pracovat téměř izometricky během obou fází, protože jsou současně zkracovány v koleni a prodlužovány v kyčli během sestupu a naopak prodlužovány v koleni a zkracovány v kyčli během vzestupu. Hamstringy pravděpodobně moc nemění svoji délku během celého pohybu. Proto, v souladu se vztahem délka – síla, konstantní délka umožňuje větší účinnost při vytváření síly v průběhu celého provedení dřepu. [12,15]

Svalová aktivita a síla **dvojhavého lýtkového svalu** (m.gastrocnemius) se zvyšuje při flexi kolene a snižuje se při jeho extenzi. Nejvyšší hodnotu dosahuje při šedesáti až devadesáti stupňové flexi v kolenním kloubu. Dvojhavý lýtkový sval je také dvoukloubový sval, tudíž se jeho délka během celého pohybu téměř nemění. V excentrické fázi dochází k jeho zkracování v koleni a prodlužuje se v kotníku, v koncentrické fázi je tomu naopak.[15]

1.6 Vybrané aktuální poznatky z problematiky hlubokého dřepu

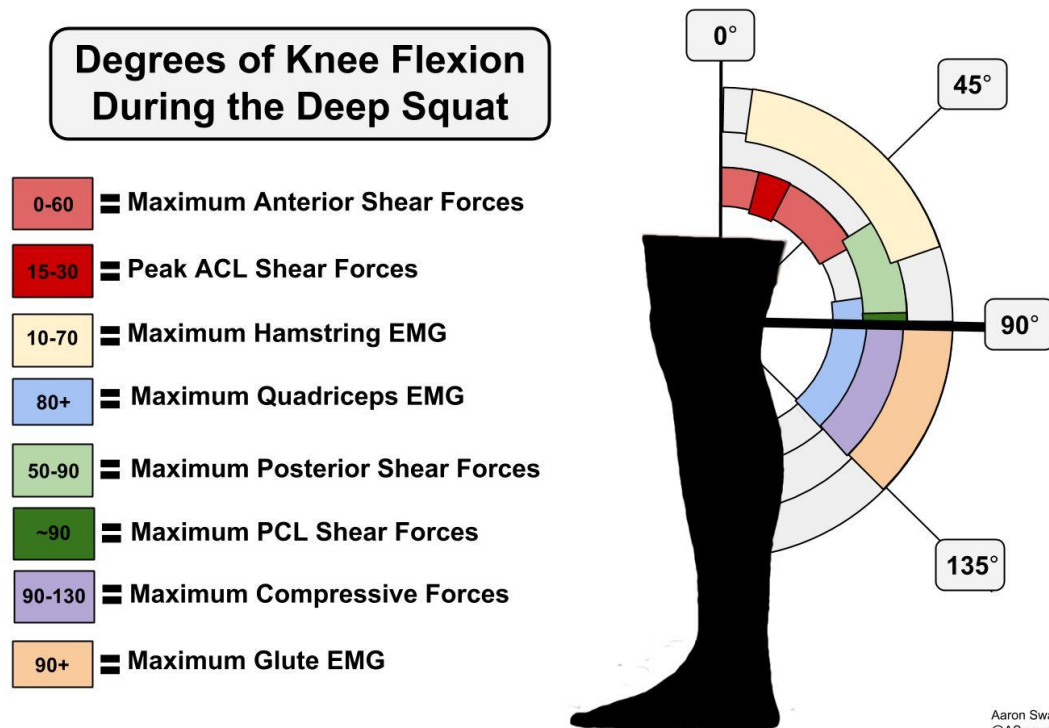
Dřep se stává také stále populárnějším v klinické prostředí jako prostředek k posílení svalů spodní části těla a pojivové tkáně po zranění kloubů. Nicméně, existují spory o optimální hloubce, a to jak z hlediska bezpečnosti, tak z hlediska svalové aktivity. Existují obavy o bezpečnosti při provádění dřepů, zejména pokud se to týká velké flexi v kolenou. Teorii, že hluboké dřepy zvyšují riziko zranění lze vyčíst ve studiích provedenými Karlem Kleinem z texaské univerzity. Klein zaznamenal, že vzpěrači, kteří často provádějí hluboké dřepy, mají častější zranění předního a postranního zkříženého vazů než ti, kteří hluboké dřepy nedělají. Klein usoudil, že provádění dřepů pod paralelní úroveň má negativní vliv na vazivovou stabilitu a proto by neměly být prováděny. [12, 16]

Následný výzkum ovšem vyvrátil Kleinovo zjištění a dokázal, že není žádná souvztažnost mezi hlubokým dřepem a rizikem zranění. Ve skutečnosti existují důkazy, že ti, kteří provádějí hluboké dřepy mají zvýšenou stabilitu kolenního kloubu. Ke zvýšené stabilitě kolene přispívá ko-kontrakční synergie čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů. Hluboké dřepy mají také příznivý vliv na produkci svalové síly a výkon dolních končetin. S hloubkou dřepu roste spolu se zapojením hýžd'ových svalů převážně zatížení kyčelních kloubů nikoliv kolenních. [4,16]

Hluboký dřep šetří kolena od smykových sil. Při větší flexi v kolenním kloubu dochází ke snižování ACL (anterior cruciate ligament, neboli přední zkřížený vaz) a PCL posterior cruciate ligament, neboli zadní zkřížený vaz) sil. K nejvyšší hodnotě ACL sil dochází mezi patnácti a třiceti stupni flexe v koleni, výrazně klesá při šedesátistupňové flexi a při větší flexi zůstává ustálená. PCL síly se zvyšují stále s rostoucí flexí v kolenním kloubu. Nejvyšší hodnota je přibližně při devadesátistupňové flexi a při větší flexi klesá. Naopak minimální hodnoty jsou při flexi větší než sto dvacet stupňů (Obr. 2). [6, 15, 16]

Nejvyšší riziko zranění při hlubokém dřepu by teoreticky mělo být u menisků a kloubních chrupavek. Nejvyšší hodnoty tibiofemorálních tlakových sil jsou při sto třiceti stupních kolenní flexe, kdy právě menisky a kloubní chrupavky nesou značné množství napětí (Obr. 2). Velké množství patelofemorálního tlaku vyplývá z kontaktu spodní hrany číšky s kloubovým aspektem stehenní kosti. Nicméně, neexistuje mnoho důkazů, které by dokazovaly, že s rostoucí hloubkou dřepu roste

i poranění těchto struktur u zdravých jedinců. Ovšem osoby s patelofemorálními poruchami by se měli vyhnout provádění maximální flexe v kolenním kloubu. [12, 16]



Obr. 2 Stupně flexe v kolenním kloubu se souvisejícími silami. [17]

Pokud je dřep proveden správně, jsou úrazy spojené s dřepem méně časté. Nicméně, špatná technika provedení může vést k celé řadě zranění, zejména v kombinaci při posilování s těžkým závažím. Mezi dokumentované poranění při dřepu patří úrazy svalů a vazů, roztržené meziobratlové ploténky, spondylolýza a spondylolistézy. [12]

Nemožnost provedení hlubokého dřepu u některých dospělých jedinců vychází z ontogeneze. Hluboký dřep byli schopni provést všichni, když byli ještě batolata. Dítě se z polohy na čtyřech do stoje dostává právě přes hluboký dřep. Aktivita, které dělali lidé od té doby, však ovlivnily pozice, kterých jsou schopni dosáhnout dnes. Jedinci, kteří tráví celé dny sezením v práci nebo nošením bot s vysokými podpatky bude mít pravděpodobně nějaké funkční nebo strukturální změny v oblasti kyčlí, kotníků, apod., které jim brání provést hluboký dřep. [17]

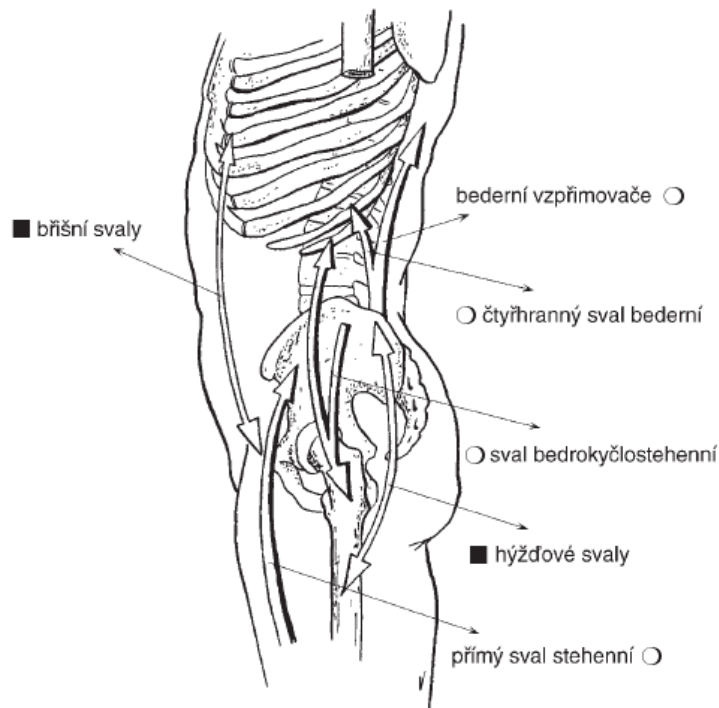
2 Funkční a strukturální poruchy pohybového aparátu v kontextu provedení hlubokého dřepu

Poruchy pohybového aparátu dělíme na dva základní druhy. Jsou to poruchy funkční a strukturální. V rámci provedení hlubokého dřepu se budeme soustředit na funkční a strukturální poruchy v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu.

2.1 Funkční poruchy pohybového aparátu

Funkční porucha znamená, že určitá část pohybového aparátu nepracuje tak, jak by měla. Nevyskytují se zde žádné strukturální změny tkání. Funkční poruchy jsou nejčastěji způsobeny nadměrnou zátěží, díky které dochází ke zvýšení patogenního napětí a klinickým projevům. Mezi tyto patří zvýšený tonus tkání, především svalů, zvýšení odporu proti pohybu a vytvoření svalového spoušťového bodu, tzv. trigger point (TrP), který spojuje právě napětí a bolest. Funkční poruchy mívají chronicko-intermitentní průběh s intervaly bez potíží, a v případě recidivy se potíže objevují i v jiných oblastech pohybového systému. Funkci a její poruchu nelze vymezit určitou strukturou, lze lokalizovat pouze její projevy. Při správné terapii může dojít až k úplnému odstranění, tudíž označujeme funkční poruchy jako vratné. Podle tkání, které jsou postiženy, rozlišujeme funkční poruchy svalů, kloubů a poruchy v oblasti centrální regulace. [9,18,19]

Některé svaly a svalové skupiny mají tendenci ke zkracování a jiné zase k ochabování. Tendenci ke zkracování mají posturální svaly a tendenci k ochabování mají fázičké svaly. Svalové zkrácení znamená, že sval v klidu nedosahuje své normální fyziologické délky. Při pasivním pohybu v kloubu neumožňuje dosáhnout plný fyziologický rozsah pohybu v kloubu. Projevem oslabených svalů je snížení svalové síly. Svaly jsou schopny správně spolupracovat, pokud je mezi nimi zachována rovnováha. Pokud je rovnováha mezi nimi narušena, dochází ke vzniku svalové dysbalance, která vede ke vzniku horního nebo dolního zkříženého syndromu. V rámci dolního zkříženého syndromu jsou ochabeny svaly gluteální a břišní, naopak zkráceny jsou flexory kyčelního kloubu a vzpřimovače páteře (Obr. 3).



○ svaly s tendencí ke zkracování

■ svaly s tendencí k ochabování

Obr. 3 Svalová dysbalance v oblasti pánve a dolní částí trupu [20]

Pokud má člověk zesláblé hýžděvé a břišní svalstvo a zkrácené flexory kyčelního kloubu a vzpřimovače páteře nebude schopen dostat se do dolní pozice hlubokého dřepu, jelikož neudrží statickou rovnováhu a těžiště v rozmezí opěrné plochy. Zkrácené svaly budou bránit předklonění trupu a oslabené svaly neudrží rovnováhu a dojde k pádu vzad (viz kap. 1).

Tab. 1 Přehled funkčních poruch pohybového aparátu člověka v kontextu provedení hlubokého dřepu

Vybrané funkční poruchy pohybového aparátu člověka		
Zkrácení:	Oslabení:	Kloubní blokády:
bedrokyčlostehenní sval přímý sval stehenní vzpřimovače páteře hamstringy přímý sval stehenní lýtkový sval	břišní svaly hýžděvé svaly vnější a vnitřní hlava čtyřhlavého svalu stehenního flexory prstů nohy přední sval holenní	kyčelní kloub kolenní kloub hlezenní kloub

Dalším důvodem, proč není schopen člověk provést hluboký dřep, může být špatná ko-kontrační synergie mezi kvadricepsem a hamstringy nebo mezi svaly bérce a hlubokými svaly nohy (viz kapitola 1.3).

Funkční kloubní blokáda znamená omezení vlastního pohybu v kloubu. Provedení hlubokého dřepu může znemožňovat funkční blokáda kyčelního, kolenního nebo hlezenního kloubu (Tab. 1).

2.2 Strukturální poruchy

Strukturální poruchy jsou závažnější než poruchy funkce. Charakterizuje je přítomnost strukturálních změn tkání. Tyto změny označujeme za nevratné, jelikož vlastní tkáň po zhojení už nebude stejná jako dřív, zůstane nějakým způsobem změněna. Stejně jako funkční poruchy, postihují i ty strukturální téměř všechny části pohybového aparátu člověka. Kromě poškozené struktury tkáně dochází následně i k poruše funkce. Strukturální poruchy mívají progresivní průběh a v případě recidivit dochází ke zkracování intervalu mezi poruchami. Pacient nebývá bez potíží ani v období mezi intervaly a lokalizace se nemění. [9, 18]

Tab. 2 Přehled strukturálních poruch pohybového aparátu člověka v kontextu provedení hlubokého dřepu

Vybrané strukturální poruchy pohybového aparátu člověka
Poranění měkkých tkání kolenního kloubu (vazy, meniskus, chrupavka)
Parciální / kompletní ruptura svalu
Zánět šlach, úponů (tendinitis)
Deformita tarzálních kostí (hallux vagus)
Patní ostruha (calcar calcanei)
Syndrom patní ostruhy (plantární fascitis)
achillitis

Provádění hlubokého dřepu by se měli vyhnout lidé s poraněním měkkých tkání kolenního kloubu (viz kap. 1.6) Další strukturální poruchy jsou uvedeny v tabulce 2.

3 Biomechanika hlubokého dřepu

„*Biomechanika je studium sil a jejich účinků na živé systémy.*“ [21, s.8] Biomechanika člověka se zabývá silami, které působí na lidské tělo. [21]

V této kapitole vytvoříme jednoduchý biomechanický model, který nám umožní udělat si základní představu o mechanice pohybu v základních kloubech používaných při dřepu.

Pro sestavení pohybových rovnic (viz dále) budeme vycházet z dílčích poznatků o biomechanice lidského těla. Proto jsou úvodní části této kapitoly věnovány jejich stručnému přehledu.

3.1 Segmentární struktura a hmotnostní geometrie lidského těla

Z hlediska mechaniky je lidské tělo tvořeno z jednotlivých segmentů, jako je hlava, trup, nadloktí, předloktí, rula, stehno, bérce a noha. Na každý segment působí tíhová síla. Výsledná tíhová síla vzniká sečtením všech tíhových sil a její působíště se nachází v těžišti tělesa. Těžiště se nachází ve středu hmotnosti těla, při stožení to je přibližně 15cm nad rozkrokem. [21]

Vazba mezi jednotlivými dvěma segmenty se nazývá kinematická dvojice. Pokud přidáme ke kinematické dvojici další segment, vzniká kinematický řetězec. Při kinematickém řešení soustavy rovnic nahrazujeme skutečné tvary zjednodušeným modelem, tzv. stick model (konkrétní model v kap. 3.2). Stick model jsou jednotlivé segmenty vzájemně svázané kinematickými dvojicemi. Simuluje tvar a hmotnostní geometrii těla. Tento model představuje soustavu těles, které se pohybují v navzájem rovnoběžných rovinách, tzv. rovinný mechanismus. Pohyb jednotlivých bodů pro provádění hlubokého dřepu tedy sledujeme v sagitální rovině. V celé soustavě je vždy jeden pevný člen, nazývá se rám a pohyb ostatních členů se pak obvykle vyšetřuje vzhledem k němu. Okamžitá poloha mechanismu je určena právě tolika nezávislými souřadnicemi, kolik má stupňů volnosti. Počet stupňů volnosti můžeme vypočítat podle následujícího vzorce:

$$i = 3(n-1) - \sum_1^3 j.r_j,$$

kde n je počet členů mechanismu včetně rámu, j je třída rovinné kinematické dvojice a r_j je počet kinematických dvojic. [22, 23]

Hmotnostní geometrie lidského těla

Hmotnost jednotlivých segmentů těla lze vypočítat na základě znalosti celkové výšky a hmotnosti člověka podle radioizotopické metody Zaciorského a Selujanova (1979), kteří stanovili koeficienty B_0 , B_1 a B_2 pro každý segment. Hmotnost i -tého segmentu pak můžeme vyjádřit pomocí rovnice:

$$m_i = B_0^m + B_1^m m + B_2^m v,$$

kde m je hmotnost člověka v kilogramech, v je výška člověka v centimetrech a B_0^m , B_1^m a B_2^m jsou koeficienty regresivní rovnice. Konkrétními hodnoty koeficientů B_0^m , B_1^m a B_2^m společně s jejich jednotkami jsou uvedeny v tabulce, která je v příloze (Příloha 1). [21, 22]

Těžiště

Celkové těžiště těla neboli COM (Center of Mass) můžeme vypočítat podle vztahu:

$$x_T = \frac{\sum_{i=1}^N m_i x_i}{\sum m_i}; \quad y_T = \frac{\sum_{i=1}^N m_i y_i}{\sum m_i}; \quad z_T = \frac{\sum_{i=1}^N m_i z_i}{\sum m_i},$$

kde x_T , y_T , z_T jsou souřadnice celkového těžiště těla, x_i , y_i , z_i jsou souřadnice těžiště jednotlivých segmentů těla, m_i jsou hmotnosti jednotlivých segmentů těla. Podle tohoto vztahu lze vypočítat i těžiště dané části těla (např. těžiště horní končetiny, celé horní části těla, dolní části těla apod.) [21, 22]

Těžiště jednotlivých segmentů byly stanoveny experimentálně řadou autorů (např: Williams, Zaciorskij). Orientačně se těžiště u ruky, nohy, bérce a trupu nachází ve 4/10 celkové délky, u předloktí, nadloktí a stehna ve 4/9 a u hlavy s krkem v 1/2, měřeno od

proximálního konce segmentu (blíže středu těla). Přesnější vyjádření je na obrázku v příloze (Příloha 2). [22]

Moment setrvačnosti

Moment setrvačnosti vyjadřuje míru setrvačnosti při otáčivém pohybu těles. Moment setrvačnosti závisí na tom, jestli osa otáčení prochází nebo neprochází těžištěm.

Pokud osa otáčení prochází těžištěm tělesa, je vztah pro výpočet momentu setrvačnosti J_0 [kg.m²]:

$$J_0 = \sum_1^{\infty} m_i r_i^2,$$

kde m_i je hmotnost i-tého hmotného bodu v kilogramech a r_i je vzdálenost i-tého hmotného bodu od osy otáčení v metrech.

Pokud osa otáčení neprochází těžištěm, lze pro výpočet celkového momentu setrvačnosti J [kg.m²] použít Steinerovu větu:

$$J = J_0 + md^2,$$

kde J_0 [kg.m²] je moment setrvačnosti vzhledem k rovnoběžné ose procházející těžištěm tělesa, m je hmotnost tělesa v kilogramech a d je vzdálenost osy otáčení od osy procházející těžištěm v metrech.

Podobně jako hmotnosti jednotlivých segmentů lidského těla lze vypočítat i momenty setrvačnosti J_i [kg.m²] i-tých segmentů podle rovnice:

$$J_i = B_0^J + B_1^J m + B_2^J v,$$

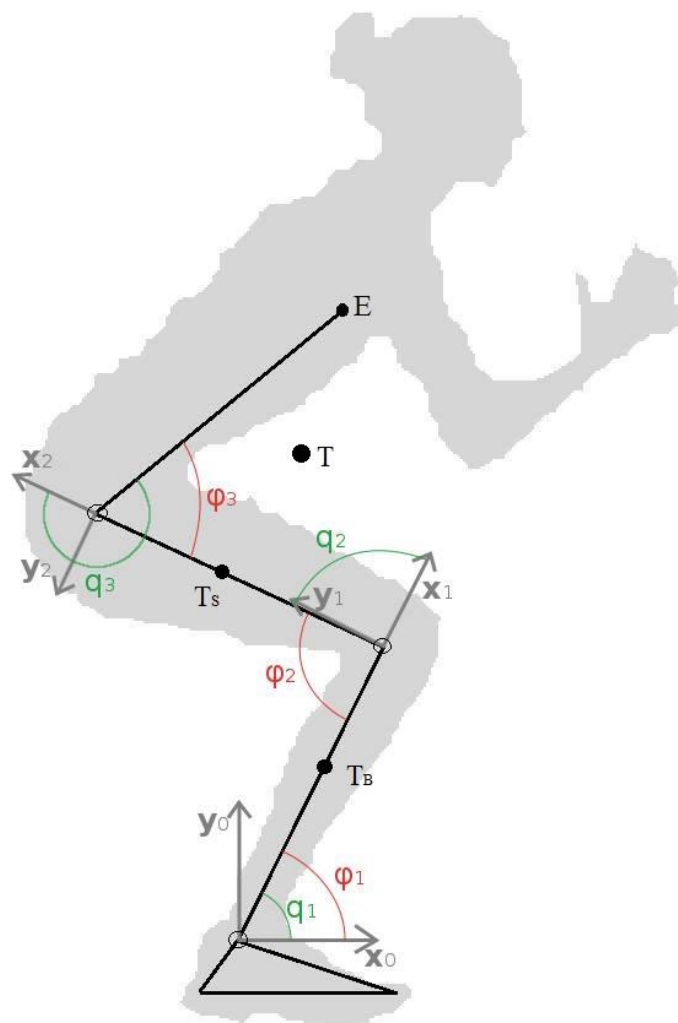
kde m je hmotnost člověka v kg, v je výška člověka v cm a B_0^J , B_1^J a B_2^J jsou koeficienty regresivní rovnice. Konkrétními hodnoty koeficientů B_0^J , B_1^J a B_2^J jsou uvedeny v tabulce, která je v příloze (Příloha 3). [21, 22]

3.2 Stíck model pro analýzu hlubokého dřepu

Jak už bylo řečeno výše, stick model jsou jednotlivé segmenty vzájemně svázané kinematickými dvojicemi, který simuluje tvar a hmotnostní geometrii těla. V našem případě se jedná o následující antropomorfní kinematický model (Obr. 4).

Počet stupňů volnosti můžeme vypočítat podle vzorce uvedeného v kapitole 3.1. Celou mechanickou úlohu řešíme díky symetrii jako dvojdimenzionální problém, proto v našem případě je $n = 4$, $j = 2$ a $r_j = 3$. Po dosazení do vzorce dostaneme, že počet stupňů volnosti se rovná třem. Budeme tedy potřebovat celkem tři zobecněné souřadnice.

Při provádění hlubokého dřepu se soustředíme na hlezenní, kolenní a kyčelní kloub. Respektujeme tedy hmotnost bérce, stehna a horní části těla jako celku. Proto náš model vypadá následovně:



Obr. 4 Stíck model, zdroj: vlastní.

V každém kloubu je umístěna osa souřadnic, kde směr osy x kopíruje směr předchozího segmentu. Celkem máme tedy tři souřadné systémy. Úhel mezi osou x a následujícím segmentem je označen q_{1-3} . Úhly, které svírají jednotlivé segmenty mezi sebou, jsou označeny φ_{1-3} . Vztahy mezi těmito úhly jsou následující:

$$q_1 = \varphi_1, \quad q_2 = \pi - \varphi_2, \quad q_3 = \pi + \varphi_3.$$

Horní část těla je nahrazena bodem E, což je těžiště horní části těla (hlava, horní končetiny, trup). Tíhová síla bodu E se rovná násobku tíhového zrychlení g a polovině hmotnosti horní části těla, jelikož síla se rozloží do obou nohou. Celkové těžiště je v obrázku označeno písmenem T. T_S znázorňuje těžiště stehna a T_B je těžiště bérce.

3.3 Odvození pohybových rovnic

Pro sestavení pohybových rovnic budeme vycházet z Lagrangeových rovnic II. druhu.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E_k}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial E_k}{\partial q_i} + \frac{\partial E_p}{\partial q_i} = Q_i \quad (3.1)$$

Maticově zapsáno:

$$B(q)\ddot{q} + C(q; \dot{q})\dot{q} + g(q) = Q \quad , \quad (3.2)$$

kde B je hmotnostní matice, C je rychlostní matice, g je vektor gravitačních sil, q je vektor nezávislých zobecněných souřadnic a Q jsou momenty sil. [23]

Definujeme polohy hmotných bodů:

$$x_1 = k_b L_b c_1 \quad (3.3)$$

$$y_1 = k_b L_b s_1 \quad (3.4)$$

$$x_2 = L_b c_1 + k_s L_s c_{12} \quad (3.5)$$

$$y_2 = L_b s_1 + k_s L_s s_{12} \quad (3.6)$$

$$x_3 = L_b c_1 + L_s c_{12} + L_h c_{123} \quad (3.7)$$

$$y_3 = L_b s_1 + L_s s_{12} + L_h s_{123}, \quad (3.8)$$

kde spodní index b znamená bérce, s stehno a h horní část těla. Písmeno L značí délku daného segmentu, k_b je $\frac{4}{10}$, k_s je $\frac{4}{9}$ (viz kap. 3.1)

V rámci zjednodušení zavádíme následující symboliku:

$C_i = \cos(q_i)$, $c_{ij} = \cos(q_i + q_j)$, $c_{jk} = \cos(q_j + q_k)$ a $c_{ijk} = \cos(q_i + q_j + q_k)$, dále pak

$S_i = \sin(q_i)$, $s_{ij} = \sin(q_i + q_j)$ a $s_{ijk} = \sin(q_i + q_j + q_k)$, kde $i, j, k \in N$

Derivací podle času vypočteme příslušné rychlosti:

$$\begin{aligned}
 \dot{x}_1 &= -k_b L_b s_1 \dot{q}_1 \\
 \dot{y}_1 &= k_b L_b c_1 \dot{q}_1 \\
 \dot{x}_2 &= -L_b s_1 \dot{q}_1 - k_s L_s s_{12} (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \\
 \dot{y}_2 &= L_b c_1 \dot{q}_1 + k_s L_s c_{12} (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \\
 \dot{x}_3 &= -L_b s_1 \dot{q}_1 - L_s s_{12} (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) - L_h s_{123} (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3) \\
 \dot{y}_3 &= L_b c_1 \dot{q}_1 + L_s s_{12} (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) + L_h c_{123} (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)
 \end{aligned} \tag{3.9}$$

Sestavíme rovnici pro kinetickou a potenciální energii:

$$\begin{aligned}
 E_k &= \frac{1}{2} \left(m_b (\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) + m_s (\dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2) + m_h (\dot{x}_3^2 + \dot{y}_3^2) + I_b \dot{q}_1^2 + I_s (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + \right. \\
 &\quad \left. + I_h (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 \right)
 \end{aligned}$$

$$E_p = m_b g y_1 + m_s g y_2 + m_h g y_3, \tag{3.10}$$

kde m_b je hmotnost bérce, m_s je hmotnost stehna a m_h je hmotnost poloviny horní části těla v kilogramech. Parametr m_h je vydělen dvěma, protože tíha horní části těla se rozloží do dvou nohou. I je moment setrvačnosti daného segmentu v $\text{kg}\cdot\text{m}^2$ a g je tíhové zrychlení v m/s^2 . Další postup je pro přehlednost zapsán v tabulkách (Tab. 3 -7).

Tab. 3 Dosazení příslušných rychlostí (3.9) do sestavených rovnic (3.10):

$$\begin{aligned}
 E_k = & \left[\frac{1}{2} k_b^2 L_b^2 m_b + \frac{1}{2} m_s L_b^2 + \frac{1}{2} k_s^2 L_s^2 m_s + m_s k_s L_b L_s c_2 + \frac{1}{2} m_h (L_b^2 + L_s^2 + L_h^2) + m_h (L_b L_s c_2 + L_b L_h c_{23} + L_s L_h c_3) + \frac{1}{2} I_b + \frac{1}{2} I_s + \right. \\
 & \left. + \frac{1}{2} I_h \right] \dot{q}_1^2 + \left[\frac{1}{2} m_s k_s^2 L_s^2 + \frac{1}{2} m_h (L_s^2 + L_h^2) + m_h L_s L_h c_3 + \frac{1}{2} (I_s + I_h) \right] \dot{q}_2^2 + \left[m_s (k_s^2 L_s^2 + k_s L_b L_s c_2) + m_h (L_s^2 + L_h^2 + L_s L_h c_2 + \right. \\
 & \left. + L_b L_h c_{23} + 2 L_s L_h c_3 + I_s + I_h) \right] \dot{q}_1 \dot{q}_2 + \left[\frac{1}{2} m_h L_h^2 + \frac{1}{2} I_h \right] \dot{q}_3^2 + \left[m_h (L_h^2 + L_b L_h c_{23} + L_s L_h c_3) + I_h \right] \dot{q}_1 \dot{q}_3 + \left[m_h (L_h^2 + L_s L_h c_3) + \right. \\
 & \left. + I_h \right] \dot{q}_2 \dot{q}_3
 \end{aligned}$$

$$E_p = m_b g k_b L_b s_1 + m_s g (L_b s_1 + k_s L_s s_{12}) + m_h g (L_b s_1 + L_s s_{12} + L_h s_{123})$$

Tab. 4 Derivace potenciální energie E_p :

$$\frac{\partial E_p}{\partial q_1} = m_b g k_b L_b c_1 + m_s g (L_b c_1 + k_s L_s c_{12}) + m_h g (L_b c_1 + L_s c_{12} + L_h c_{123})$$

$$\frac{\partial E_p}{\partial q_2} = m_s g (k_s L_s c_{12}) + m_h g (L_s c_{12} + L_h c_{123})$$

$$\frac{\partial E_p}{\partial q_3} = m_h g L_h c_{123}$$

Tab. 5 Derivace kinetické energie E_k :

$$\frac{\partial E_k}{\partial q_i} = 0$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E_k}{\partial \dot{q}_1} \right) &= \ddot{q}_1 (m_b k_b^2 L_b^2 + m_s L_b^2 + 2m_s L_b L_s k_s c_2 + m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_b^2 + m_h L_s^2 + m_h L_h^2 + 2m_h L_b L_s c_2 + 2m_h L_h L_s c_3 + \\ &+ 2m_h L_b L_h c_{23} + I_b + I_s + I_h) + \dot{q}_1 (-m_s L_b L_s k_s s_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_b L_s s_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_h L_s k_s s_3 \dot{q}_3 - 2m_h L_h L_b s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)) + \\ &+ \ddot{q}_2 (m_s L_b L_s k_s c_2 + m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_s^2 + m_h L_h^2 + m_h L_b L_s c_2 + 2m_h L_h L_s c_3 + m_h L_b L_h c_{23} + I_s + I_h) + \dot{q}_2 (-m_h L_b L_s k_s s_2 \dot{q}_2 - \\ &- m_h L_b L_s s_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_h L_s k_s s_3 \dot{q}_3 - m_h L_h L_b s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)) + \ddot{q}_3 (m_h L_h^2 + m_h L_h L_s c_3 + m_h L_b L_h c_{23} + I_h) + \dot{q}_3 (-m_h L_h L_s k_s s_3 \dot{q}_3 - \\ &- m_h L_h L_b s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E_k}{\partial \dot{q}_2} \right) &= \ddot{q}_2 (m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_s^2 + 2m_h L_s L_h c_3 + I_s + I_h) - \dot{q}_2 (2m_h L_s L_h s_3 \dot{q}_3) + \ddot{q}_1 (m_s L_b L_s k_s c_2 + m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_s^2 + m_h L_h^2 + \\ &+ m_h L_b L_s c_2 + 2m_h L_h L_s c_3 + m_h L_b L_h c_{23} + I_s + I_h) + \dot{q}_1 (-m_s L_b L_s k_s s_2 \dot{q}_2 - m_h L_b L_s s_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_s L_h s_3 \dot{q}_3 \\ &- m_h L_b L_h s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)) + \ddot{q}_3 (m_h L_s L_h c_3 + I_h + m_h L_h^2) - \dot{q}_3 m_h L_s L_h s_3 \dot{q}_3 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E_k}{\partial \dot{q}_3} \right) &= \ddot{q}_3 (m_h L_h^2 + I_h) + \ddot{q}_1 (m_h L_h^2 + m_h L_h L_s c_3 + m_h L_h L_b c_{23} + I_h) + \dot{q}_1 (-m_h L_h L_s s_3 \dot{q}_3 - m_h L_b L_h s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)) + \\ &+ \ddot{q}_2 (m_h L_s L_h c_3 + I_h + m_h L_h^2) - \dot{q}_2 m_h L_s L_h s_3 \dot{q}_3 \end{aligned}$$

Tab. 6 Výsledný tvar pohybových rovnic:

$$\begin{aligned}
& \ddot{q}_1 (m_b k_b^2 L_b^2 + m_s L_b^2 + 2m_s L_b L_s k_s c_2 + m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_b^2 + m_h L_s^2 + m_h L_h^2 + 2m_h L_b L_s c_2 + 2m_h L_h L_s c_3 + \\
& + 2m_h L_b L_h c_{23} + I_b + I_s + I_h) + \dot{q}_1 (-m_s L_b L_s k_s s_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_b L_s s_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_h L_s k_s s_3 \dot{q}_3 - 2m_h L_h L_b s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)) + \\
& + \ddot{q}_2 (m_s L_b L_s k_s c_2 + m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_s^2 + m_h L_h^2 + m_h L_b L_s c_2 + 2m_h L_h L_s c_3 + m_h L_b L_h c_{23} + I_s + I_h) + \dot{q}_2 (-m_h L_b L_s k_s s_2 \dot{q}_2 - \\
& - m_h L_b L_s s_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_h L_s k_s s_3 \dot{q}_3 - m_h L_h L_b s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)) + \ddot{q}_3 (m_h L_h^2 + m_h L_h L_s c_3 + m_h L_b L_h c_{23} + I_h) + \dot{q}_3 (-m_h L_h L_s k_s s_3 \dot{q}_3 - \\
& - m_h L_h L_b s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)) + m_b g k_b L_b c_1 + m_s g (L_b c_1 + k_s L_s c_{12}) + m_h g (L_b c_1 + L_s c_{12} + L_h c_{123}) = Q_1
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& \ddot{q}_2 (m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_s^2 + 2m_h L_s L_h c_3 + I_s + I_h) - \dot{q}_2 (2m_h L_s L_h s_3 \dot{q}_3) + \ddot{q}_1 (m_s L_b L_s k_s c_2 + m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_s^2 + m_h L_h^2 + m_h L_b L_s c_2 + \\
& + 2m_h L_h L_s c_3 + m_h L_b L_h c_{23} + I_s + I_h) + \dot{q}_1 (-m_s L_b L_s k_s s_2 \dot{q}_2 - m_h L_b L_s s_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_s L_h s_3 \dot{q}_3 - m_h L_b L_h s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)) + \ddot{q}_3 (m_h L_s L_h c_3 + \\
& + I_h + m_h L_h^2) - \dot{q}_3 m_h L_s L_h s_3 \dot{q}_3 + m_s g (k_s L_s c_{12}) + m_h g (L_s c_{12} + L_h c_{123}) = Q_2
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& \ddot{q}_3 (m_h L_h^2 + I_h) + \ddot{q}_1 (m_h L_h^2 + m_h L_h L_s c_3 + m_h L_h L_b c_{23} + I_h) + \dot{q}_1 (-m_h L_h L_s s_3 \dot{q}_3 - m_h L_b L_h s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)) + \\
& + \ddot{q}_2 (m_h L_s L_h c_3 + I_h + m_h L_h^2) - \dot{q}_2 m_h L_s L_h s_3 \dot{q}_3 + m_h g L_h c_{123} = Q_3
\end{aligned}$$

Tab. 7 Výsledný tvar pohybových rovnic v maticovém tvaru podle rovnice 3.2:

$$\begin{pmatrix} b_{11} & b_{12} & b_{13} \\ b_{21} & b_{22} & b_{23} \\ b_{31} & b_{32} & b_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} g_1 \\ g_2 \\ g_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} Q_1 \\ Q_2 \\ Q_3 \end{pmatrix}$$

$$b_{11} = m_b k_b^2 L_b^2 + m_s L_b^2 + 2m_s L_b L_s k_s c_2 + m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_b^2 + m_h L_s^2 + m_h L_h^2 + 2m_h L_b L_s c_2 + 2m_h L_h L_s c_3 + 2m_h L_b L_h c_{23} + I_b + I_s + I_h$$

$$b_{12} = b_{21} = m_s L_b L_s k_s c_2 + m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_s^2 + m_h L_h^2 + m_h L_b L_s c_2 + 2m_h L_h L_s c_3 + m_h L_b L_h c_{23} + I_s + I_h$$

$$b_{13} = b_{31} = m_h L_h^2 + m_h L_h L_s c_3 + m_h L_b L_h c_{23} + I_h$$

$$b_{22} = m_s k_s^2 L_s^2 + m_h L_s^2 + 2m_h L_s L_h c_3 + I_s + I_h$$

$$b_{23} = b_{32} = m_h L_s L_h c_3 + I_h + m_h L_h$$

$$b_{33} = m_h L_h^2 + I_h$$

$$c_{11} = -m_s L_b L_s k_s s_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_b L_s s_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_h L_s k_s s_3 \dot{q}_3 - 2m_h L_h L_b s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)$$

$$c_{12} = c_{21} = -m_h L_b L_s k_s s_2 \dot{q}_2 - m_h L_b L_s s_2 \dot{q}_2 - 2m_h L_h L_s k_s s_3 \dot{q}_3 - m_h L_h L_b s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)$$

$$c_{13} = c_{31} = -m_h L_h L_s k_s s_3 \dot{q}_3 - m_h L_h L_b s_{23} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3)$$

$$c_{22} = 2m_h L_s L_h s_3 \dot{q}_3$$

$$c_{23} = c_{32} - m_h L_s L_h s_3 \dot{q}_3$$

$$c_{33} = 0$$

$$g_1 = m_b g k_b L_b c_1 + m_s g (L_b c_1 + k_s L_s c_{12}) + m_h g (L_b c_1 + L_s c_{12} + L_h c_{123})$$

$$g_2 = m_s g (k_s L_s c_{12}) + m_h g (L_s c_{12} + L_h c_{123})$$

$$g_3 = m_h g L_h c_{123}$$

3.4 Shrnutí kapitoly 3

Každý kloub má určitý rozsah pohybu. K základním vyšetřovacím metodám pohybového aparátu patří měření rozsahu kloubní pohyblivosti. Metoda měření úhlů v kloubech se nazývá goniometrie. Kyčelní kloub má rozsah flexe přibližně 130° a extenze 20°-30°, kolenní kloub – flexe 130°- 160° a extenze 5° a hlezenní kloub - plantární flexe do 40° a dorzální flexe do 30°. Pro naše použití v dalších vztazích si tyto úhly označeny písmenem α_{1-3} . [8]

Deskriptory jednotlivých fází provedení hlubokého dřepu jsou právě úhly, kterých je člověk schopen dosáhnout a momenty v těchto kloubech. V našem případě jsou to úhly φ_1 , φ_2 a φ_3 . Pokud si úhly, které se měří při vyšetřování kloubní pohyblivosti, označíme α_1 (hlezenní kloub), α_2 (kolenní kloub) a α_3 (kyčelní kloub), pak vztahy mezi těmito úhly a úhly, které jsme si označili φ_1 , φ_2 a φ_3 jsou následující: pro hlezenní kloub $\alpha_1 = \frac{\pi}{2} - \varphi_1$, pro kolenní kloub $\alpha_2 = \pi - \varphi_2$ a pro kyčelní kloub nejsme tento vztah schopni určit. V případě strukturální poruchy v kloubu dojde ke snížení rozsahu pohybu v daném kloubu a následně neschopnosti se dostat do pozice hlubokého dřepu. Q_{1-3} jsou momenty neboli otáčivé účinky svalů v kloubech. V případě funkční poruchy (zkrácené, oslabené svaly) budou větší momenty v kloubech, než které je sval schopen vykompenzovat.

Výsledné pohybové rovnice jsou sestaveny pro řešení úlohy z hlediska dynamiky. Pomocí těchto pohybových rovnic je možno vyřešit stanovené výzkumné předpoklady V1: Jaký je časový průběh vzájemné polohy, rychlosti a zrychlení vybraných kinematických segmentů (např.: stehno, bérce, noha, apod.) při provádění hlubokého dřepu? a V2: Jaký je časový průběh reakčních sil lidského těla s podložkou při provádění hlubokého dřepu? Tato práce se však dále věnuje řešením úlohy pouze z hlediska statiky, kdy na provedení hlubokého dřepu hledíme jako na soustavu statických poloh. Tudíž zanedbáváme setrvačné účinky a platí, že $\dot{q}_i = 0$ a $\ddot{q}_i = 0$. Potom se rovnice v maticovém tvaru v tabulce 7 zjednoduší na následující tvar, kde g_{1-3} je v tabulce 7.

$$\begin{aligned}g_1 &= Q_1 \\g_2 &= Q_2 \\g_3 &= Q_3\end{aligned}\tag{3.11}$$

Pro statický případ dále platí, že $COP = COM$. Na člověka působí tíhová síla, která se do podložky projektuje jako centrum hmotnosti (COM). Aby byla zajištěna statická rovnováha, musí tedy existovat reakční síla, kterou působí podložka na nohy člověka. Tato síla má působiště v tzv. centru tlaku (COP). Tyto reakční síly jsou dvě, na každé chodidlo působí jedna síla. V případě 2D obrazu však nezáleží na třetím rozměru a můžeme brát tedy COP jako jeden společný bod. Statická stabilita je rovnováha, kdy COP leží pod COM. [21]

III Experimentální část

Výzkumná část je primárně zaměřena na odpověď na výzkumný předpoklad V3: Jaký je časový průběh COP (center of pressure) při provádění hlubokého dřepu?

Proto celou experimentální část si rozdělíme na dva experimenty. První se zabývá změnou polohy COP a druhý ukazuje aplikaci statického modelu rovnice 3.11. V případě aplikace statického modelu se jedná o případovou studii, proto musíme brát v potaz, že výsledné velikosti momentů sil v daném kloubu neplatí obecně, ale bude záležet na vstupních parametrech každého jedince.

4 Cíle a výzkumné předpoklady experimentálního šetření

Cílem experimentálního šetření je zjistit změnu poloh COP (Center of pressure) během provedení hlubokého dřepu. Výzkumným předpokladem experimentální části je posun polohy COP směrem dozadu, k patám.

Dílním cílem u případové studie je znázornit u vybraných poloh závislost momentů sil v jednotlivých kloubech v čase.

5 Metodika výzkumu

Experimentální data byla vyhodnocena diagnostickým SW použitého přístroje (systém Pedar). Ke zpracování a interpretaci výsledků bylo využito standardních metod popisné a indukční neparametrické statistiky s využitím MS Excel.

V případě případové studie byla provedena analýza pohybové rovnice ve tvaru 3.11 pro statický případ pro pět různých poloh.

5.1 Organizace experimentu a sběr dat

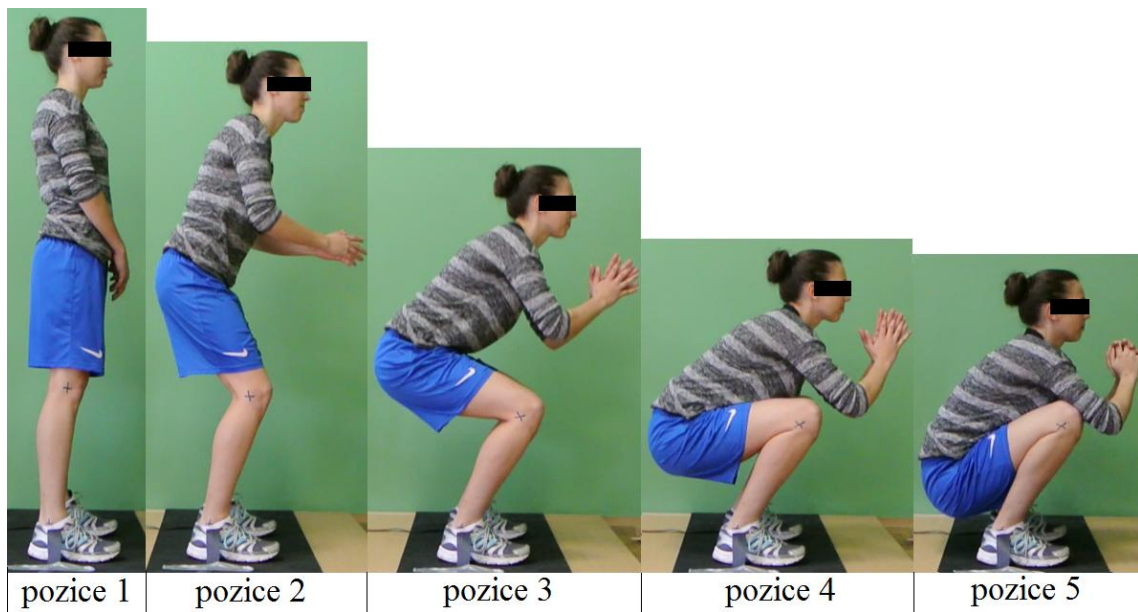
Celý experiment byl pojat jako pilotní studie, jejíž výsledky budou dále využity k verifikaci hlubokého dřepu jako diagnostické metody, která umožňuje sledovat míru vybraných funkčních a strukturálních změn pohybového aparátu člověka. Měření bylo zaměřeno na rozložení tlaku na podložku a posun těžiště během stoji a hlubokého dřepu.



Obr. 5. Proband v pozici stoj a v pozici hlubokého dřepu. Zdroj: vlastní.

Na obrázku (Obr. 5) můžeme vidět jednu z probandek v pozici stoj a následně v hlubokém dřepu. V každé pozici zůstala probandka po dobu deseti sekund, aby došlo ke stabilizování dané polohy. Celkem během jednoho měření provedla 3x po sobě pozice stoj – hluboký dřep. Probandka má v botách stélky vhodné velikosti měřicího systému Pedar. Stélky jsou připojeny k hardwaru, který snímá průběh celého měření. Hardware byl umístěn v blízkosti probandky na statickém místě. Jelikož při měření nedocházelo ke změně místa, nebylo zapotřebí připevňovat speciální pás s hardwarem do pasu probandky.

V rámci případové studie byl vybrán pohyb jedné z probandek, a to pouze směrem dolů. Pro něj byl sestaven kinematogram z pěti pozic (Obr. 6).



Obr. 6 Pozice 1 až 5. Zdroj: vlastní.

Na obrázku je vidět průběh provedení hlubokého dřepu. Z pozice 1 (stoj) se probandka dostala přes pozici 2, 3 a 4 do pozice 5 (hluboký dřep).

5.2 Charakteristika výzkumného souboru

Pro experimentální šetření bylo vybráno deset osob, z toho bylo šest ženského pohlaví a čtyři mužského pohlaví. Jednalo se o studenty Technické univerzity v Liberci. Studenti byli ve věku od dvaceti do dvaceti pěti let. Od každé vyšetřované osoby byla zjištěna výška, váha a vážnější zranění, případně operace v oblasti dolních končetin.

V případě případové studie se jednalo o jednu vybranou osobu, od které byla zjištěna výška, váha a byly změřeny délky jednotlivých segmentů těla.

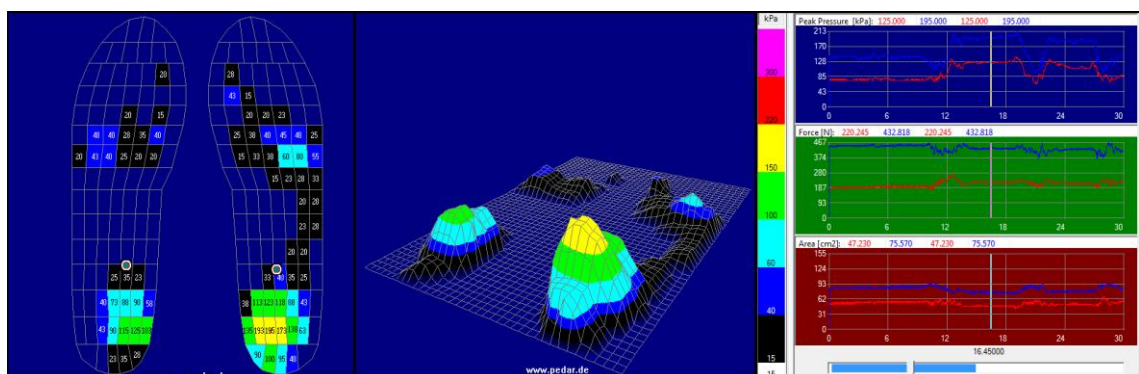
5.3 Charakteristika použitých metod

Vlastní experiment byl prováděn pomocí měřicího systému Pedar X od německé firmy Novel. Jedná se o tlakoměrné stélky do obuvi, pomocí kterých je možné velmi přesné měření tlaku lidského chodidla během různých pohybových aktivit. Dále můžeme zjistit celkovou sílu chodidla působící do stélek během měření, maximální sílu, délku trvání kroku, zatížení pravého a levého chodidla v čase, apod. Stélky v obuvi jsou propojeny s počítačem pomocí zabudovaného Bluetooth systému (Obr. 7). [24]



Obr. 7 Pedar X [24]

Tento způsob zaznamenávání dat umožňuje testované osobě sledovat v průběhu měření, jak se mění rozložení tlaku a zároveň nelimituje osobu v pohybu. Získaná data zůstanou zachována ve vnitřní zabudované paměti a můžeme je kdykoliv přenést do počítače k následnému zpracování. Součástí systému je i software pro zpracování a vyhodnocení dat. Poskytuje nám 2D i 3D snímky (Obr. 8).



Obr. 8 Rozložení tlaku 2D a 3D (Systém Pedar). Zdroj: vlastní.

Pomocí kalibračního přístroje můžeme systém kdykoliv zkalibrovat a získávat tím, přesná data (Obr. 9). Výhodou je možnost propojení s kamerovým systémem, což umožňuje přesné vyhodnocení dat na základě průběhu pohybu. Systém Pedar je

schopen zaznamenávat pohybovou činnost po dobu 1 minuty. Pak dojde k vypnutí a musí se spustit další měření. Stélky jsou pokryty tlakovými senzory, které snímají tlak (kPa) ve všech místech chodila. Stélky jsou vhodné do jakékoliv obuvi a jsou dostupné různé velikosti. [25]



Obr. 9 Kalibrační zařízení [26]

Pro naše potřeby byly výsledky zaznamenány v tzv. normované stopě (viz dále). Stopa je rozdělena do 99 segmentů. Systém Pedar snímá tlak ve všech segmentech každou setinu vteřiny, tím pádem za 10 sekund máme hned 100 hodnot v každém segmentu. Domnělé těžiště nezatížené stélky je ve stopě zakresleno černou barvou a nachází se v průsečíku segmentu 43,44,50 a 51. Do obou stop byla umístěna vodorovná osa X a svislá osa Y. Jejich průsečík se nachází právě v domnělém těžišti. Pohyb po ose X nazýváme pravolevý a pohyb po ose Y předozadní. Hodnoty kladné jsou na ose X vně a na ose Y směrem ke špičce (vpředu). Záporné hodnoty jsou pak na ose X směrem dovnitř a na ose Y směrem k patě (vzadu). Na osy byly zakresleny relativní délkové jednotky po deseti. Stopy mají 3 části – špičky, neutrální zónu a paty. Podle toho, kde se bude nacházet těžiště, můžeme určit, zda se jedná o stoj na špičkách, neutrální nebo stoj na patách.

Z hlediska případové studie byl použit záznam z kamery, který byl zastaven v pěti daných pozicích. V každé pozici byly změřeny úhly mezi jednotlivými segmenty a následně vypočítány momenty v jednotlivých kloubech.

5.4 Metody statistického zpracování dat

Naměřená data systémem Pedar od firmy Novel byla nahrána do počítače, ze softwaru převedena do textového souboru a následně zpracována pomocí MS Excel. U každého probanda byly vypočítány parametrické i pořadové charakteristiky. Pro určení polohy COP byly použity funkce medián a průměr. Směrodatná odchylka a mezikvartilové rozpětí nám určuje variabilitu dat, což nepřímo ukazuje na stabilitu dané polohy.

Pro souhrnné statistické usuzování byl spočítán celkový aritmetický průměr z mediánu těžiště a jeho mezikvartilového rozpětí od všech probandů. Taktéž byly stanoveny příslušné směrodatné odchylky.

6 Analýza výzkumných dat

6.1 COP

Proband 1

Tab. 8 Proband 1. Zdroj: vlastní

P1	Parametrické charakteristiky							
	Průměr				SD			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	4,6	-44,4	9,7	-62,3	1,0	6,0	0,5	1,7
Hluboký dřep	0,5	-66,9	2,9	-72,3	0,4	0,7	0,3	0,3
P1	Pořadové charakteristiky							
	Medián				Mezikvartilové rozpětí			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	5,1	-42,9	9,8	-61,5	1,3	9,2	0,3	2,2
Hluboký dřep	0,4	-66,8	2,9	-72,4	0,6	0,9	0,4	1,0

Z tabulky můžeme vyčíst, že proband 1 má ve stoji těžiště posunuté do zadní části, tedy jedná se o stoj na patách. Hodnoty T_x jsou kladné, což znamená, že se nacházejí směrem vně od osy Y. Při hlubokém dřepu se těžiště přesunulo ještě více na paty.

V obou pozicích si můžeme všimnout velmi malého mezikvartilového rozpětí v pravolevém směru, naopak dochází k většímu vychýlení ve směru předozadním. V pozici hlubokého dřepu došlo k výraznému snížení mezikvartilového rozpětí u levé nohy probanda.

Proband 2

Tab. 9 Proband 2. Zdroj: vlastní.

P2	Parametrické charakteristiky							
	Průměr				SD			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	5,9	-42,8	7,8	-58,9	0,8	6,4	1,1	2,6
Hluboký dřep	2,5	-62,3	5,1	-65,4	0,2	0,4	0,2	0,2
P2	Pořadové charakteristiky							
	Medián				Mezikvartilové rozpětí			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	5,7	-44,2	7,9	-59,7	0,8	7,6	1,3	1,0
Hluboký dřep	2,4	-62,2	5,2	-65,2	0,4	0,5	0,4	1,1

Proband 2 má podobné rozložení tlaku a posun těžiště jako proband 1. Těžiště se při stoji i při hlubokém dřepu nachází v zadní části chodidla. Hodnoty T_x v hlubokém dřepu klesají, ale zůstávají kladné. Mezikvartilového rozpětí je opět velmi malé v pravolevém směru, k většímu vychýlení dochází ve směru předozadním. V pozici hlubokého dřepu došlo ke snížení mezikvartilového rozpětí u levé nohy probanda.

Proband 3

Tab. 10 Proband 3. Zdroj: vlastní.

P3	Parametrické charakteristiky							
	Průměr				SD			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	-1,4	-30,7	0,0	-16,9	1,2	8,0	0,6	6,1
Hluboký dřep	-2,6	-21,7	0,8	-19,9	1,0	5,2	0,5	0,5
P3	Pořadové charakteristiky							
	Medián				Mezikvartilové rozpětí			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	-1,6	-31,8	0,2	-17,5	2,2	13,6	0,4	8,1
Hluboký dřep	-2,7	-22,9	0,9	-19,2	1,5	6,3	0,7	3,2

U probanda 3 si můžeme všimnout, že při hlubokém dřepu nedochází k posunu těžiště u obou nohou dozadu. U levé nohy dochází dokonce k posunu těžiště dopředu. Oproti předchozím probandům se těžiště nachází v neutrální části chodidla, jak při stoji, tak při dřepu. Mezikvartilové rozpětí je celkově větší u levé nohy, z toho můžeme usoudit, že proband má stabilnější nohu pravou.

Proband 4

Tab. 11 Proband 4. Zdroj: vlastní.

P4	Parametrické charakteristiky							
	Průměr				SD			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	6,9	-51,6	6,7	-34,4	0,5	5,3	0,3	2,8
Hluboký dřep	4,7	-51,9	3,6	-39,7	0,3	1,8	0,3	2,2
P4	Pořadové charakteristiky							
	Medián				Mezikvartilové rozpětí			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	6,7	-53,5	6,7	-34,4	0,4	5,0	0,4	2,7
Hluboký dřep	4,7	-51,7	3,6	-39,6	0,3	2,1	0,5	2,8

U probanda 4 se těžiště u pravé nohy nachází při stoji i při dřepu v neutrální části chodidla, ale u levé nohy se jedná o stoj na patách. Stejně jako u předchozího probanda si zde můžeme všimnout, že také nedochází k posunu těžiště dozadu u obou nohou. K posunu těžiště dozadu dochází jen u pravé nohy, kdežto u levé nohy se těžiště při hlubokém dřepu posunulo více dopředu. Mezikvartilové rozpětí je velice malé ve směru pravolevém a ani v předozadním nenabývá vysokých hodnot. Proband byl tedy v obou pozicích velice stabilní.

Proband 5

Tab. 12 Proband 5. Zdroj: vlastní.

P5	Parametrické charakteristiky							
	Průměr				SD			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	-2,3	-23,9	2,2	-49,4	1,8	16,4	1,8	8,2
Hluboký dřep	-1,2	-44,7	0,6	-66,5	1,1	10,6	0,6	0,6
P5	Pořadové charakteristiky							
	Medián				Mezikvartilové rozpětí			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	-2,0	-23,4	2,6	-49,4	2,5	25,8	1,1	8,0
Hluboký dřep	-1,0	-48,1	0,6	-67,7	1,0	19,2	0,8	3,9

Proband 5 prodělal v minulém roce operaci předního zkříženého vazů kolenního kloubu na pravé noze. Rozložení tlaku se při hlubokém dřepu v případě levé i pravé nohy posunulo více na paty. Těžiště u levé nohy je posunuto více k vnitřní straně chodidla než těžiště u pravé nohy. To znázorňují záporné a kladné hodnoty Tx. Mezikvartilové rozpětí je opět velmi malé v pravolevém směru, ovšem v předozadním směru dochází k většímu vychýlení, hlavně u levé nohy.

Proband 6

Tab. 13 Proband 6. Zdroj: vlastní.

P6	Parametrické charakteristiky							
	Průměr				SD			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	5,3	-34,3	5,1	-14,1	1,4	5,1	0,8	6,3
Hluboký dřep	-3,4	-38,5	-3,2	-6,7	0,3	2,4	0,2	2,5
P6	Pořadové charakteristiky							
	Medián				Mezikvartilové rozpětí			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	4,5	-35,8	4,7	-13,4	2,6	8,4	1,3	13,0
Hluboký dřep	-3,4	-38,5	-3,2	-7,1	0,5	3,9	0,3	4,3

Proband 6 má rozložení tlaku na chodidla takové, že jak v pozici stoj tak v pozici hlubokého dřepu má těžiště v neutrální části chodidla. Oproti jiným probandům dochází k posunu těžiště na levé noze jen trochu dozadu a u pravé nohy jde dokonce o posun směrem k přední části chodidla. Můžeme si všimnout, že hodnoty souřadnice Tx u levé i pravé nohy v pozici stoj jsou kladné, kdežto v pozici dřep jsou záporné. Znamená to tedy, že došlo k posunu těžiště více na vnitřní strany chodidel. Mezikvartilové rozpětí je zde opět velmi malé ve směru pravolevém, naopak výraznější ve směru předozadním. Větší mezikvartilové rozpětí je opět v pozici stoj.

Proband 7

Tab. 14 Proband 7. Zdroj: vlastní.

P7	Parametrické charakteristiky							
	Průměr				SD			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	2,0	-25,7	3,5	-29,1	1,9	7,5	0,5	6,1
Hluboký dřep	0,2	-31,3	3,7	-36,5	0,7	8,1	0,3	4,9
P7	Pořadové charakteristiky							
	Medián				Mezikvartilové rozpětí			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	1,1	-23,4	3,7	-27,0	3,5	14,0	0,9	12,8
Hluboký dřep	0,0	-26,8	3,8	-33,9	1,5	15,6	0,4	2,1

Těžiště u probanda 7 se nachází v obou pozicích v neutrální části chodidla. V případě pravé nohy je posunuto více na paty, ovšem není to výrazný rozdíl. Z tabulky můžeme vyčíst, že těžiště se viditelně posunulo pouze v předozadním směru, jelikož u hodnot Tx došlo k minimální změně. Mezikvartilové rozpětí je opět velmi malé ve směru pravolevém. Zajímavé je, že hodnota Ty mezikvartilového rozpětí se při hlubokém dřepu výrazně snížila u pravé nohy, naopak u levé nohy došlo k mírnému zvětšení vychýlení.

Proband 8

Tab. 15 Proband 8. Zdroj: vlastní.

P8	Parametrické charakteristiky							
	Průměr				SD			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	-5,5	8,9	-2,0	-3,8	2,6	17,3	0,6	16,4
Hluboký dřep	8,9	-56,6	-0,7	-60,0	0,4	2,0	0,2	2,0
P8	Pořadové charakteristiky							
	Medián				Mezikvartilové rozpětí			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	-6,5	12,8	-1,8	2,1	5,7	36,0	1,1	35,0
Hluboký dřep	8,8	-56,6	-0,8	-59,7	0,6	2,5	0,2	3,1

U probanda 8 si můžeme všimnout hodně rozdílného rozložení tlaku při stoji a v hlubokém dřepu. V tabulce vidíme kladné hodnoty T_y při stoji. Jedná se tedy o neutrální postoj. Naopak při dřepu dochází k posunu těžiště až na paty. V pravolevém směru u levé nohy probanda můžeme při dřepu pozorovat přesun těžiště na vnější stranu chodidla. Mezikvartilové rozpětí ve stoji dosahuje opět relativně malých hodnot v pravolevém směru, ovšem v předozadním směru dochází k velmi velkému vychýlení.

Proband 9

Tab. 16 Proband 9. Zdroj: vlastní..

P9	Parametrické charakteristiky							
	Průměr				SD			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	-0,6	-21,7	-0,6	-19,8	1,4	8,6	0,9	11,7
Hluboký dřep	-1,9	-61,4	-1,9	-54,9	0,4	0,6	0,5	2,6
P9	Pořadové charakteristiky							
	Medián				Mezikvartilové rozpětí			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	-1,0	-20,1	-0,6	-15,9	3,0	16,6	2,1	23,2
Hluboký dřep	-1,8	-61,7	-2,1	-55,9	0,9	1,0	0,7	4,4

Stejně jako u předchozího probanda se i zde nachází těžiště ve stoji v neutrální části chodidla a při změně pozice do hlubokého dřepu se těžiště přesune do zadní části, na paty. K většímu vychýlení dochází opět ve stoji v předozadním směru.

Proband 10

Tab. 17 Proband 10. Zdroj: vlastní.

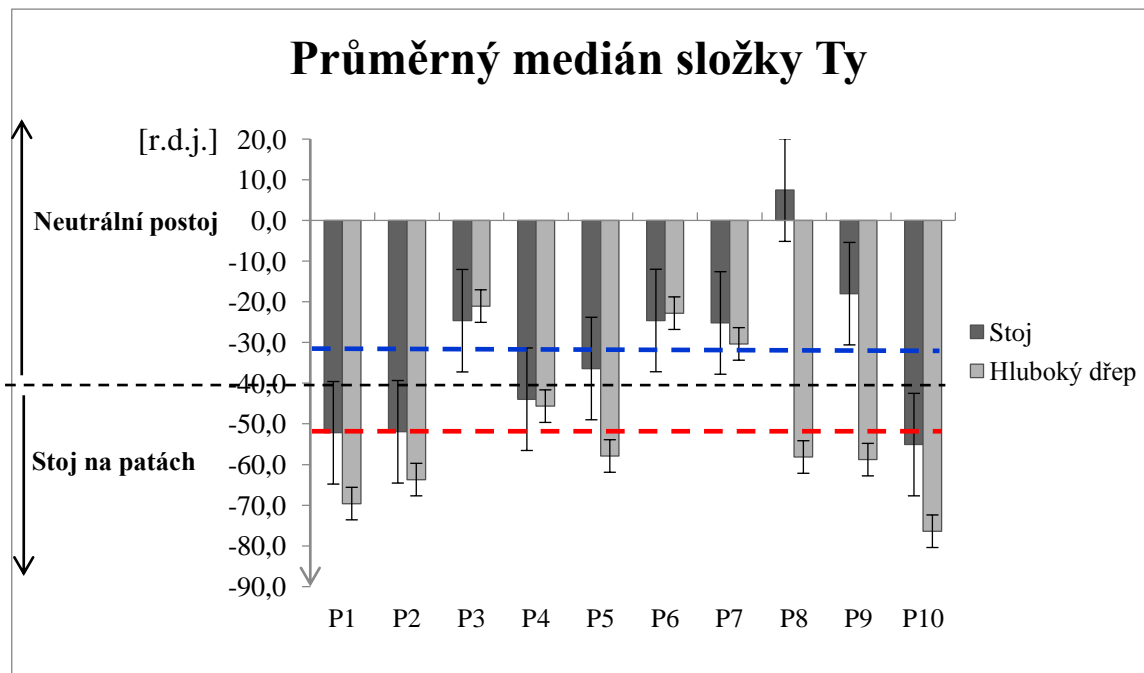
P10	Parametrické charakteristiky							
	Průměr				SD			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	2,1	-73,1	0,7	-38,1	0,6	1,6	0,6	8,1
Hluboký dřep	3,3	-75,7	1,8	-75,5	0,6	0,7	0,5	2,8
P10	Pořadové charakteristiky							
	Medián				Mezikvartilové rozpětí			
	Levá		Pravá		Levá		Pravá	
	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	2,2	-73,4	0,6	-36,8	1,1	1,6	0,8	8,7
Hluboký dřep	3,2	-75,9	1,9	-76,9	0,9	0,9	0,5	1,9

Z tabulky je zřejmé, že u probanda 10 se rozložení tlaku koncentruje výrazně na paty. Pouze ve stoji u pravé nohy se těžiště nachází na rozhraní neutrální a zadní části chodidla, jinak se jedná o stoj na patách. Mezikvartilové rozpětí celkově dosahuje nízkých hodnot. Vyšší hodnoty T_y jsou pouze u pravé nohy v pozici stoj.

6.2 Souhrnné výsledky COP

V grafu (graf 1) jsou zobrazeny zprůměrované hodnoty z levé a pravé nohy složky T_y pro každého probanda v pozici stoj a v pozici hlubokého dřepu. Na ose X jsou jednotliví probandi (P1 - P10), na ose Y jsou hodnoty od -90 do 20. V grafu hodnoty přibližně od -90 po hodnoty -40 znázorňují stoj na patách a od hodnoty přibližně -40 po hodnoty 20 znázorňují neutrální postoj. V grafu jsou nastaveny chybové úsečky s hodnotou, která odpovídá průměrné hodnotě T_y mezikvartilového rozpětí. V pozici stoj se jedná o

hodnotu 12,6 a v pozici hlubokého dřepu je to 4,0. Znárodnují nám tedy možné „chvění“ v dané pozici.



Legenda: r.d.j. – relativní délkové jednotky

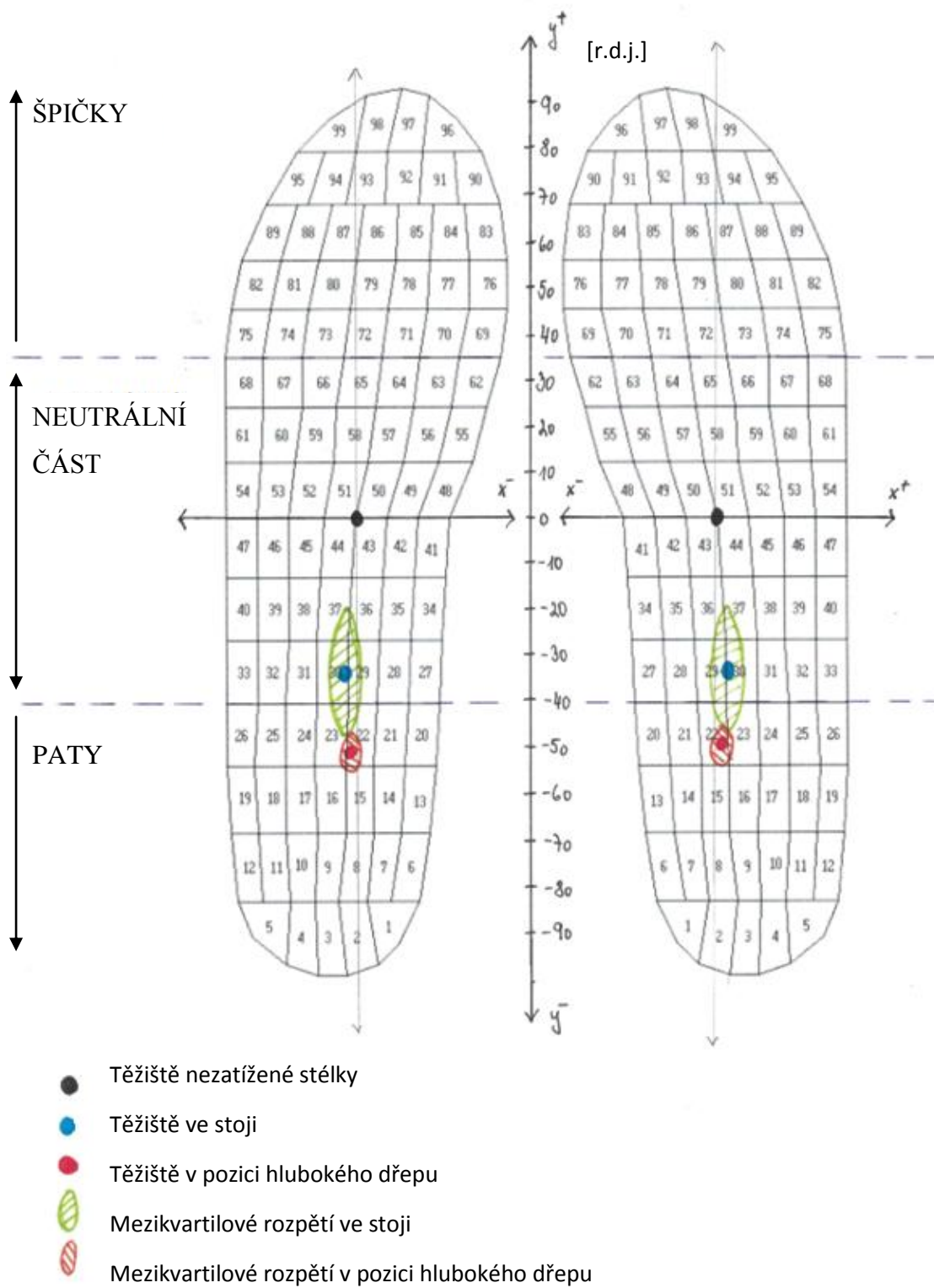
Graf 1 Souhrnný graf pro složku Ty. Zdroj: vlastní.

Z grafu je patrné, že u většiny probandů se těžiště v pozici stoj nachází v neutrální části chodidla, ale v pozici hlubokého dřepu se nachází v zadní části, na patách. Čtyři z deseti probandů stojí v pozici stoj již na patách. Celkem pouze u dvou probandů nedošlo k posunu těžiště více na paty, ale došlo k posunu směrem ke špičkám. Největší posun těžiště můžeme zaznamenat u probanda 8, u kterého došlo k posunu téměř o 70 jednotek. Naopak nejmenší posun těžiště vidíme u probanda 4 a 6, ale u každého dochází k rozdílnému posunu. Proband 4 má v obou pozicích těžiště na patách, kdežto proband 6 v neutrální části chodidla. U probanda 4 dochází při hlubokém dřepu k posunu těžiště více směrem na paty, kdežto u probanda 6 se těžiště posunulo směrem ke špičkám. V grafu je dále znázorněna průměrná hodnota mediánu těžiště v pozici stoj (modrá přerušovaná čára) a v pozici hlubokého dřepu (červená přerušovaná čára).

Tab. 18 Souhrnná tabulka

	Pořadové charakteristiky			
	Průměr z mediánu		SD	
	Stopa		Stopa	
	Tx	Ty	Tx	Ty
Stoj	1,5	-31,0	3,9	22,2
Hluboký dřep	1,7	-51,5	3,1	18,2
	Průměr mezikvartilových rozpětí		SD	
	Stopa		Stopa	
	Tx	Ty	Tx	Ty
	Stoj	1,7	13,7	1,4
Hluboký dřep	0,7	4,4	0,4	5,3

V tabulce jsou uvedeny průměrné hodnoty pořadových charakteristik (medián, mezikvartilové rozpětí). Hodnoty Tx a Ty jsou vždy zprůměrované hodnoty pravé a levé nohy. Na základě této tabulky můžeme říct, že rozložení tlaku ve stoji je průměrně v neutrální části chodidla, ale u hlubokého dřepu dochází k posunu těžiště do zadní části chodidla, na paty. Kladné hodnoty Tx znamenají, že těžiště se nachází směrem k vnější straně chodidla od osy Y. Mezikvartilové rozpětí je relativně malé v pravolevém směru v pozici stoj i v pozici hlubokého dřepu. Zajímavý je ale fakt, že k většímu rozptylu hodnot dochází v předozadním směru v pozici stoj než v pozici hlubokého dřepu. Těžiště se tedy nejvíce „chvělo“ při stoji v předozadním směru. Průměrnou pozici mediánu těžiště na chodidle a jeho mezikvartilové rozpětí znázorňuje obrázek (Obr. 10).

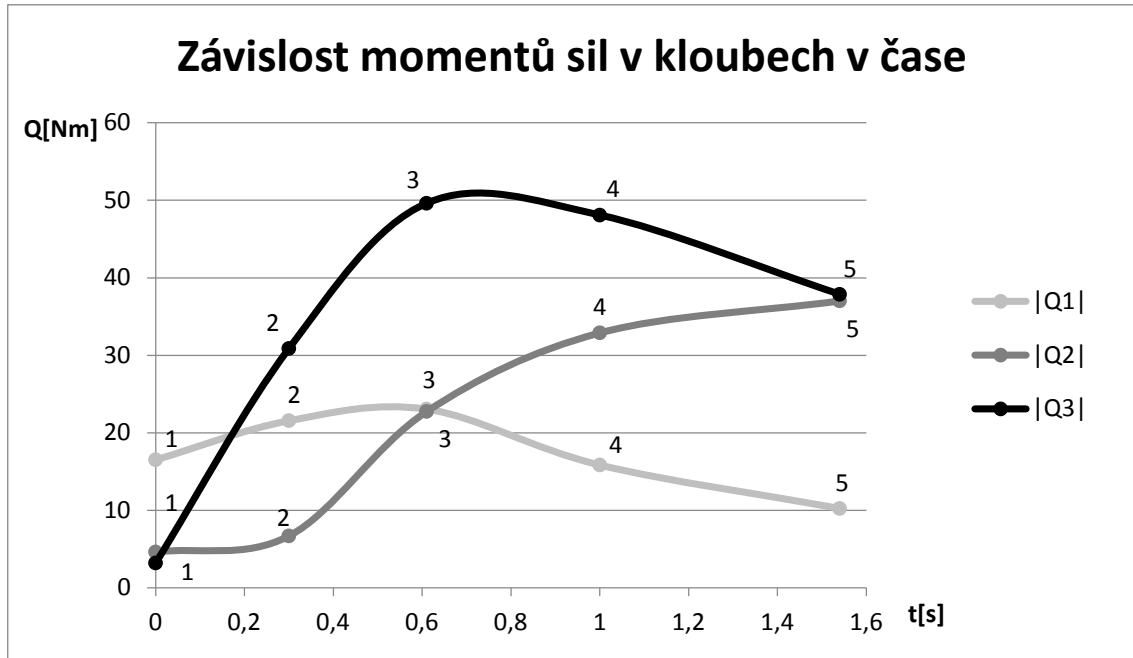


Legenda: r.d.j. – relativní délkové jednotky

Obr. 10 Normovaná stopa, zdroj: vlastní.

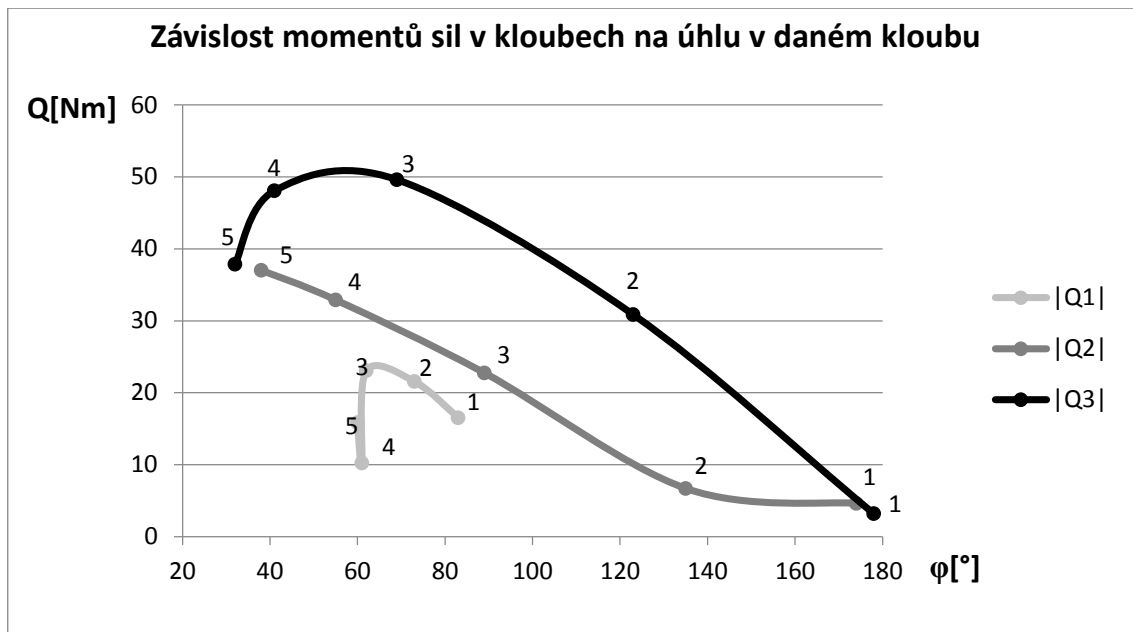
6.3 Výsledky aplikace modelu

Aplikace modelu byla pojata jako případová studie, tudíž výsledky neplatí obecně. Nelze říci, že například moment síly v kolenním kloubu je od 5Nm do 40Nm, jelikož závisí na váze a délce jednotlivých segmentů těla daného jedince.



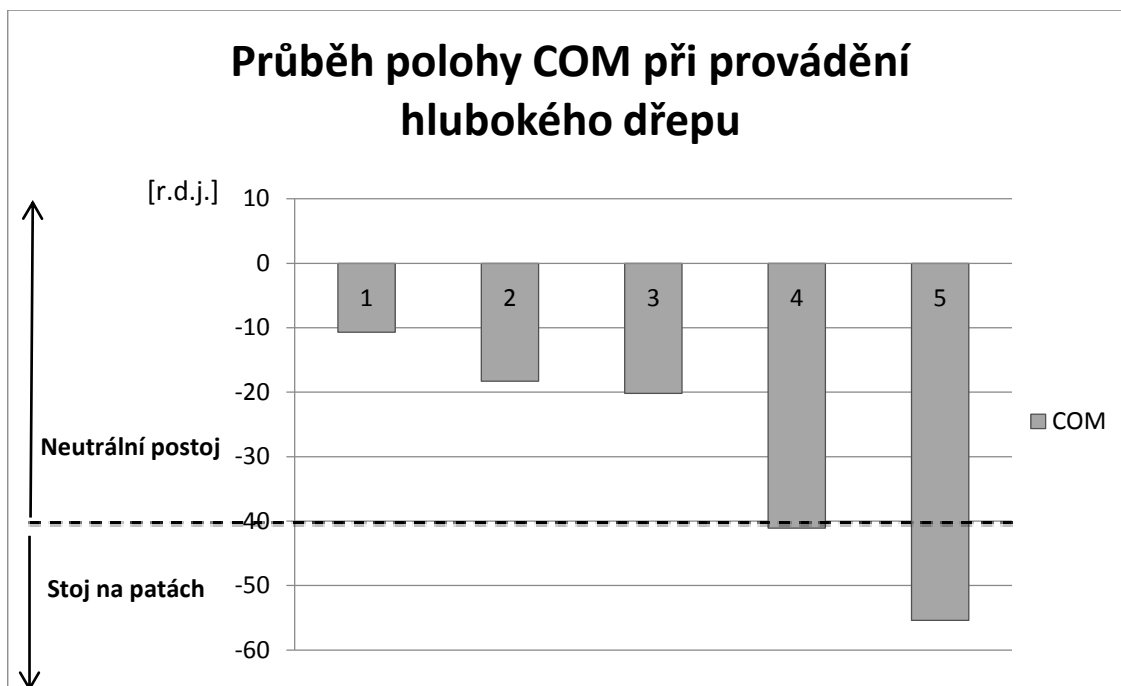
Graf 2 Závislost momentů sil v jednotlivých kloubech v čase. Zdroj: vlastní.

V grafu 2 jsou znázorněny závislosti momentů sil v kloubech v čase. Q1 je moment síly v hlezenním kloubu, Q2 je moment síly v kolenním kloubu a Q3 je moment síly v kyčelním kloubu. Celé provedení hlubokého dřepu z pozice 1 do pozice 5 trvalo necelých 1,6s. Rozsah velikosti momentu síly se u hlezenního kloubu pohybuje od 10Nm do 23Nm, u kolenního kloubu je rozsah větší, od 5Nm do 37Nm a největší rozsah velikosti momentu síly je vidět u kyčelního kloubu, kdy hodnoty jsou v rozmezí 3Nm až 51Nm. Maximální hodnota momentu síly u hlezenního kloubu je přibližně v 0,5-0,6s, což odpovídá pozici 3. U kolenního kloubu roste moment síly s rostoucím časem, tudíž maximální hodnota je v pozici hlubokého dřepu. U kyčelního kloubu se maximální hodnota nachází mezi pozicí 3 a 4.



Graf 3 Závislost momentů sil v kloubech na úhlu v daném kloubu. Zdroj: vlastní.

V grafu 3 jsou znázorněny závislosti momentů sil v jednotlivých kloubech na úhlu φ v daném kloubu. Popisky dat značí pozici dřepu. Nejostřejší úhly svírají sousedící segmenty v pozici hlubokého dřepu (pozice 5). Naopak největší hodnoty úhlů jsou v pozici stoj (pozice 1), kdy je tělo téměř v jedné přímce. Úhel φ_1 v hlezenním kloubu má rozsah od 60° do 83° . Rozsah úhlu φ v kolenním kloubu se pohybuje od 38° do 174° a v kyčelním kloubu od 32° do 178° . Rozsah velikostí momentů sil jsou uvedeny již u předchozího grafu, u hlezenního kloubu je to od 10Nm do 23Nm, u kolenního kloubu od 5Nm do 37Nm a u kyčelního kloubu od 3Nm do 51Nm.

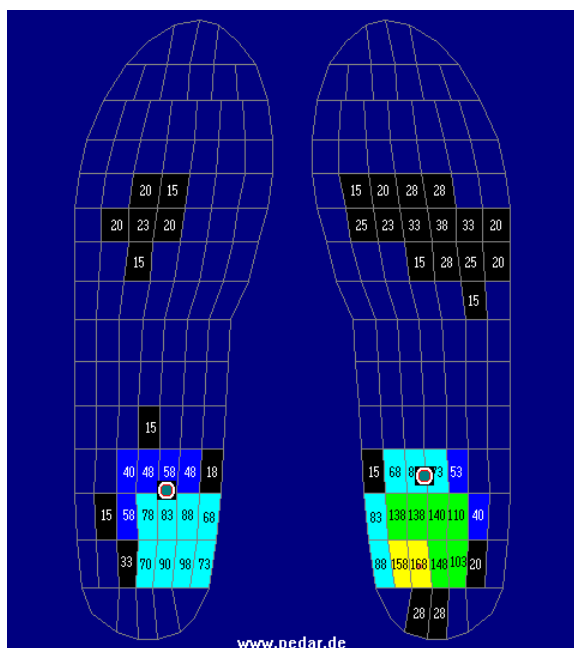


Legenda: *r.d.j.* – relativní délkové jednotky

Graf 4 Průběh polohy COM při provádění hlubokého dřepu. Zdroj: vlastní.

Graf 4 znázorňuje průběh polohy COM během provedení hlubokého dřepu v rámci případové studie. Na ose x jsou jednotlivé pozice, pozice 1 až 5. Pozice 1 je v čase 0s a pozici 5 odpovídá čas přibližně 1,6s (viz Graf 2). Z grafu je tedy zřejmé, že s rostoucím časem se COP posouvá směrem k patám.

Ve statickém provedení hlubokého dřepu se COP nachází pod COM (viz kapitola 6.4). Platí tedy rovnost $COP = COM$. V pozici hlubokého dřepu nám vyšla poloha COM v 76% celkové délky chodidla (měřeno od špičky), což odpovídá přibližně hodnotě -55 na ose y v normované stopě. Na obrázku 11 je vidět poloha COP v pozici hlubokého dřepu přibližně v té samé hodnotě.



Obr. 11 Poloha COP v hlubokém dřepu. Zdroj: vlastní.

7 Analýza výzkumných cílů a předpokladů

Cílem experimentálního šetření bylo zjistit změnu poloh COP během provedení hlubokého dřepu. Předpokládali jsme, že během hlubokého dřepu dojde k posunu COP směrem dozadu, více na paty.

Experimentu se zúčastnilo deset probandů dospělého věku. U většiny probandů se těžiště v pozici stoje nacházelo v neutrální části chodidla a v pozici hlubokého dřepu se posunulo na paty. Pouze u dvou probandů nedošlo k posunu těžiště směrem dozadu, ale došlo k posunu směrem ke špičkám.

Posunutí COP směrem na paty potvrzují i výsledky případové studie. V kapitole 6.3 jsme srovnali výsledky COP s výsledky COM. V pozici hlubokého dřepu nám vyšla poloha COM v 76% celkové délky chodidla (měřeno od špičky), což odpovídá přibližně hodnotě -55 na ose y v normované stopě (Graf 4). Poloha COP v hlubokém dřepu se podle obrázku 11 nachází přibližně ve stejné pozici. Můžeme tedy tvrdit, že platí rovnost mezi COP a COM.

8 Diskuze

Dr. Aaron Swanson, PT, DPT, CSCS a Brad Schonfeld, CSCS ve svých článcích o hlubokých dřepch uvádí, že nejvyšší hodnoty tibiofemorálních a patelofemorálních tlakových sil jsou při sto třiceti stupních kolenní flexe (viz kapitola 1.6, Obr. 2). Z našich výsledků podle grafu 2 a 3 lze říct, že nejvyšší hodnoty velikosti momentů v kolenním kloubu jsou právě v pozici hlubokého dřepu, kdy bérce a stehno svírají nejostřejší úhel. Otázkou je, zda tyto tlakové síly škodí kolennímu kloubu. Odpověď můžeme nalézt v základech fyziky, kde nalezneme vztah pro sílu, tlak a plochu. Při hlubokém dřepu sice rostou tlakové síly, ale také se zvyšuje patelofemorální kontaktní plocha, což znamená, že přímý tlak na česku se rozptýlí mezi větší plochu.

Vzhledem ke vztahu $COP = COM$ je možno pro analýzu hlubokého dřepu použít jak COP, tak COM podle toho, jaký diagnostický nástroj je k dispozici.

V3: Jaký je časový průběh COP (center of pressure) při provádění hlubokého dřepu?

Časový průběh polohy COM neboli COP znázorňuje graf 4 v kapitole 6.3. Z grafu je zřejmé, že COP se během přechodu ze stoje do hlubokého dřepu přesunulo z neutrální části chodidla do části na patách.

V4: Může být způsob a dynamika provedení hlubokého dřepu ovlivněna funkčními a strukturálními poruchami pohybového aparátu člověka a jakými?

Provedení hlubokého dřepu může být statické či dynamické, neboli pomalé či rychlé (viz kapitola 1.3). Statické provedení hlubokého dřepu může být ovlivněno strukturálními poruchami kloubů, jelikož k provedení hlubokého dřepu jsou potřeba určité rozsahy v kloubech (viz grafy v kapitole 6.4). Pokud bude omezen rozsah v kyčelním kloubu, nedojde k potřebnému předklonění trupu, tím pádem se COM přesune více dozadu a hrozí pád vzad. Podobně tomu bude v případě omezení hlezenního kloubu. Pokud bude menší dorzální flexe hlezenního kloubu, COM se bude opět posouvat dále na paty v důsledku posunutí většiny těla směrem za paty. V případě omezení flexe kolenního kloubu se jedinec nebude schopen dostat pod paralelní úroveň a tím pádem nebude schopen vůbec provést hluboký dřep.

9 Návrh doporučení pro praxi

Nejen pro fyzioterapeuty přináší tato práce poznatky o provedení hlubokého dřepu, jakožto diagnostické metody.

Vzhledem ke vztahu $COP = COM$ (viz kap. 7) bude k diagnostice různých poruch pohybového aparátu člověka stačit statické provedení hlubokého dřepu.

Deskriptory různých funkčních a strukturálních poruch jsou úhly, které svírají sousedící segmenty mezi sebou a momenty sil v jednotlivých kloubech. Navrhujeme tedy použít diagnostiku maximálních rozsahů úhlů a z nich vypočtených maximálních tolerovaných momentů sil. Tyto momenty se budou pro různé funkční a strukturální poruchy lišit. V rámci statického šetření by bylo vhodné zjistit, jaký vliv mají tyto funkční a strukturální poruchy na rozsahy těchto deskriptorů během provádění hlubokého dřepu.

IV Závěr

V teoretické části jsme se věnovali kineziologické analýze hlubokého dřepu, funkčním a strukturálním poruchám pohybového aparátu člověka a vytvořili jsme biomechanický model pro analýzu hlubokého dřepu. Tento biomechanický model vycházel z tzv. stick modelu a sestavili jsme pro něj pohybové rovnice, které vycházejí Lagrangeových rovnic II. druhu. Tyto pohybové rovnice jsou sestaveny pro dynamické provedení hlubokého dřepu a je pomocí nich možno vyřešit stanovené výzkumné předpoklady V1: Jaký je časový průběh vzájemné polohy, rychlosti a zrychlení vybraných kinematických segmentů (např.: stehno, bércec, noha, apod.) při provádění hlubokého dřepu? a V2: Jaký je časový průběh reakčních sil lidského těla s podložkou při provádění hlubokého dřepu? Tato práce se, však zabývala řešením úlohy pouze z hlediska statiky, kdy na provedení hlubokého dřepu hledíme jako na posloupnost statických poloh. Proto se výsledné pohybové rovnice zjednodušily pouze na tvar 3.11 (viz kap. 3.4).

Celá výzkumná část pak byla rozdělena na dva experimenty a vztahovala se k výzkumnému předpokladu V3: Jaký je časový průběh COP (center of pressure) při provádění hlubokého dřepu? Z výsledných tabulek a grafů je zřejmé, že COP se během přechodu do hlubokého dřepu přesunulo do zadní části chodidla, na paty.

Celá bakalářská práce byla pojata jako pilotní studie a bylo by vhodné na ni navázat řešením úlohy z hlediska dynamiky. Poznatky získané v rámci této bakalářské práce mohou sloužit v klinických výzkumech.

V Seznam použitých zdrojů:

- [1] BRYANTON, Megan A., et. al. Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2012, 26(10), 2820-8. ISSN 1064-8011.
- [2] ESFORMES, Joseph I. a Theodoros M. BAMPOURAS. Effect of back squat depth on lower-body postactivation potentiation. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2013, 27(11), 2997-3000. ISSN 1064-8011.
- [3] HARTMANN, Hagen, et.al. Influence of squatting depth on jumping performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2012, 26(12), 3243-63. ISSN 1064-8011.
- [4] BLOOMQUIST, K., et. al. Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. *European Journal of applied physiology*. 2013, 113(8), 2133-42. ISSN 1430-6319.
- [5] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 3. upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [6] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [7] KONVIČKOVÁ, S., J. VALENTA a T. MAREŠ. *Biomechanika svalstva člověka*. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 978-80-01-03911-3.
- [8] GROSS, Jeffrey M. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton, 2010. ISBN 978-80-7254-720-3.
- [9] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- [10] VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- [11] TREFNÁ, Tereza. *Vliv specifické pomůcky na efektivitu střelby v basketbalu*. Praha, 2011. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Fakulta tělesné výchovy a sportu.

- [12] SCHONFELD, B., et. al. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2010, 24(12), 3497-506. ISSN 1064-8011.
- [13] GULLET, J., et. al. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2010, 24(12), 3497-506. ISSN 1064-8011.
- [14] CONTRERAS, Bret. *Posilování: na anatomických základech*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5075-0.
- [15] KRZYZEWSKI, Michael. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and science in sports and exercise*. 2001, 33(1), 127-41. ISSN 0195-9131.
- [16] *The Biomechanics of Squat Depth* [online]. [cit. 15. 3. 2016]. Dostupné z: <http://www.lookgreatnaked.com/articles/the_biomechanics_of_squat_depth.pdf>
- [17] *The Deep Squat (Part 1 – The Good, The Bad, & The Not So Ugly)* [online]. [cit. 24. 5. 2016]. Dostupné z: <<http://www.aaronswansonpt.com/the-deep-squat-part-1-the-good-the-bad-the-not-so-ugly/>>
- [18] LEWIT, Karel. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J.E. Purkyně, 2003. ISBN 80-86645-04-5.
- [19] *Zdravotní tělesná výchova* [online]. [cit. 20. .4. 2016]. Dostupné z: <<https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/ztv/pages/03-funkcni-poruchy-text.html>>
- [20] TLAPÁK, Petr. *Tvarování těla pro muže a ženy*. 9. vyd. Praha: ARSCI, 2011. ISBN 978-80-7420-014-4.
- [21] JANDAČKA, Daniel a Radim UHLÁŘ. *Základy biomechaniky sportu a tělesných cvičení*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2011. ISBN 978-80-7368-944-5.
- [22] *Patobiomechanika a patokinesiologie KOMPENDIUM* [online]. [cit. 12. 5. 2016] Dostupné z: <<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpb/kompendum/biomechanika/index.php>>
- [23] GREPL, Robert. *Kinematika a dynamika mechatronických systémů*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2007. ISBN 978-80-214-3530-8.

[24] *Novel* [online]. [cit. 11. 4. 2016] Dostupné z:
<<http://www.novelusa.com/index.php?fuseaction=systems.pedar>>

[25] SOUKUP, Jaroslav. *Využití měřicího systému Pedar X pro zjištění účinnosti rovnovážných cvičení v biatlonu*. Brno, 2013. Diplomová práce. Masarykova univerzita. Fakulta sportovních studií.

[26] *Novel* [online]. [cit. 12. 4. 2016] Dostupné z:<<http://novel.de/novelcontent/pedar>>

Seznam příloh

Příloha č.1 Tabulka na výpočet hmotností segmentů těla dle Zaciorského a Selujanova

Příloha č.2 Přesnější vyjádření těžišť segmentů těla

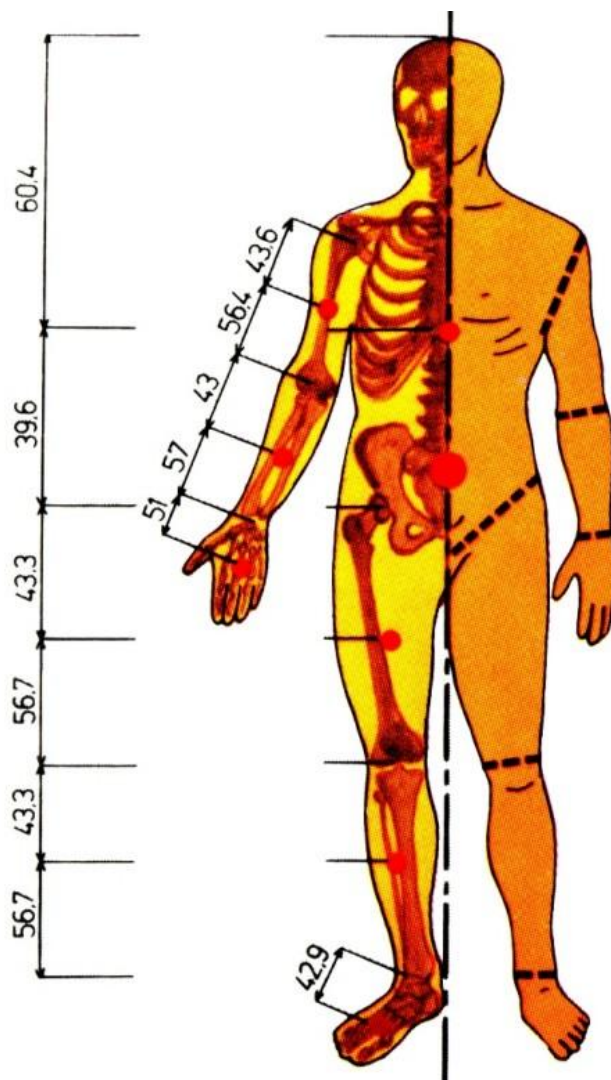
Příloha č. 3 Tabulka na výpočet momentu setrvačnosti segmentů těla v sagitální rovině dle Zaciorského a Selujanova

Příloha č.1 Tabulka na výpočet hmotností segmentů těla dle Zaciorského a Selujanova.

Zdroj: [22]

název segmentu	B_0^m (kg)	B_1^m	B_2^m (kg.cm ⁻¹)
hlava	1,296	0,0171	0,0143
trup - horní část	8,2144	0,1862	-0,0584
trup - střední část	7,181	0,2234	-0,0663
trup - dolní část	-7,498	0,0976	0,04896
stehno	-2,649	0,1463	0,0137
bérec	-1,592	0,03616	0,0121
noha	-0,829	0,0077	0,0073
nadloktí	0,25	0,03013	-0,0027
předloktí	0,3185	0,01445	-0,00114
ruka	-0,1165	0,0036	0,00175

Příloha č. 2 Přesnější vyjádření těžišť segmentů těla. Zdroj: [22]



Příloha č.3 Tabulka na výpočet momentu setrvačnosti segmentů těla v sagitální rovině dle Zaciorského a Selujanova. Zdroj: [22]

Segment	B_0^J [kg.cm ²]	B_1^J [kg.cm ²]	B_2^J [kg.cm]
Hlava	-78	1.171	1.519
Ruka	-19.5	0.17	0.116
Předloktí	-64	0.95	0.34
Nadloktí	-250.7	1.56	1.512
Noha	-100	0.48	0.626
Bérec	-1105	4.59	6.63
Stehno	-3557	31.7	18.61
Trup			
Horní část trupu	81.2	36.73	-5.97
Střední část trupu	18.5	39.8	-12.87
Dolní část trupu	1568	12	7.741