



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

CENTRUM SPORTOVNÍCH AKTIVIT

CENTRE OF SPORTS ACTIVITIES

SLEDOVÁNÍ VLIVU ÚNAVY NA KVALITU TECHNIKY VYBRANÝCH TĚLESNÝCH CVIČENÍ PROSTŘEDNICTVÍM 3D KINEMATICKÉ ANALÝZY.

MONITORING THE EFFECT OF FATIGUE ON THE QUALITY OF SELECTED PHYSICAL EXERCISES THROUGH 3D KINEMATIC ANALYSIS.

SEMESTRÁLNÍ PRÁCE

SEMESTRAL THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Matěj Smetana

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Mgr. Richard Adamík

BRNO 2021

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Sportovní technologie**

Centrum sportovních aktivit

Student: Matěj Smetana

ID: 210063

Ročník: 3

Akademický rok: 2021/22

NÁZEV TÉMATU:

Sledování vlivu únavy na kvalitu techniky vybraných tělesných cvičení prostřednictvím 3D kinematické analýzy.

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte metodiky posuzování pohybové aktivity člověka. Zaměřte se na systémy 3D analýzy pohybu a popište princip sledování změn techniky cvičení. 2) Vyberte jednoduchý cvik a navrhnete protkol měření pro sledování provedení cviku. Definujte sledované posturální parametry. Definujte řízené únavy. 3) Simulujte měření na 1TO a optimalizujte zvolený protokol měření. 4) Provedte měření na vybrané skupině TO. 5) Vyhodnoťte a zpracujte výsledky. Vhodným způsobem je prezentujte a diskutujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] S. Mu, T. Moro-oka, P. Johal, S. Hamai, M.A.R. Freeman, S.A. Banks, Comparison of static and dynamic knee kinematics during squatting, *Clinical Biomechanics*, Volume 26, Issue 1, 2011, Pages 106-108, ISSN 0268-0033.

[2] Theresa H. Nakagawa, Érika Tiemi Uehara Moriya, Carlos D. Maciel, Fábio V. Serrão, Test-retest reliability of three-dimensional kinematics using an electromagnetic tracking system during single-leg squat and stepping maneuver, *Gait & Posture*, Volume 39, Issue 1, 2014, Pages 141-146, ISSN 0966-6362.

[3] Weeks, B.K., Carty, C.P. & Horan, S.A. Effect of sex and fatigue on single leg squat kinematics in healthy young adults. *BMC Musculoskelet Disord* 16, 271 (2015). <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0739-3>

Termín zadání: 28.1.2022

Termín odevzdání: 3.6.2022

Vedoucí práce: Mgr. Richard Adamík

doc. PaedDr. Pavel Korvas, CSc.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Bakalářská práce se zaměřuje na zjištění vlivu únavy na fyzickou aktivitu, za tímto účelem byla využita kinematická analýza. Měřeným cvikem byl čelní dřep, u kterého byly provedeny dvě měření, jedno bez vlivu únavy a druhé s únavou. Mezi těmito měřeními byly hledány odchylky.

KLÍČOVÁ SLOVA

Dřep, kinematická analýza, marker, únava, SMART DX, flexe, extenze, rotace, úhel, kotník, koleno, kyčel, rameno

ABSTRACT

The bachelor thesis focuses on determining the effect of fatigue on physical activity, for this purpose, kinematic analysis was used. The measured exercise was a front squat, in which two measurements were made, one without the effect of fatigue and the other with fatigue. Deviations were sought between these measurements.

KEYWORDS

Squat, kinematic analysis, marker, fatigue, SMART DX, flexion, extension, rotation, angle, ankle, knee, hip, shoulder

SMETANA, Matěj. *Sledování vlivu únavy na kvalitu techniky vybraných tělesných cvičení prostřednictvím 3D kinematické analýzy.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Centrum sportovních aktivit, 2022, 56 s. Semestrální práce. Vedoucí práce: Mgr. Richard Adamik

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení autora:	Matěj Smetana
VUT ID autora:	210063
Typ práce:	Semestrální práce
Akademický rok:	2021/22
Téma závěrečné práce:	Sledování vlivu únavy na kvalitu techniky vybraných tělesných cvičení prostřednictvím 3D kinematické analýzy.

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autora*

*Autor podepisuje pouze v tištěné verzi.

PODĚKOVÁNÍ

Mé poděkování patří vedoucímu seminární/bakalářské práce, panu Mgr. Richardovi Adamíkovi, za odborné vedení práce, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci. Dále bych chtěl poděkovat mé rodině a kamarádům za velkou podporu po dobu celého studia.

Obsah

Úvod	11
1 Anatomie a pohyby v kloubech	12
1.1 Anatomie	12
1.1.1 Anatomické roviny	12
1.1.2 Anatomické směry	13
1.1.3 Opěrná soustava	14
1.1.4 Páteř	14
1.1.5 Kyčelní kloub	16
1.1.6 Ramenní kloub	17
1.1.7 Kolenní kloub	18
1.1.8 Hlezenní kloub	19
2 Provedení cviků	20
2.1 Dřep	20
2.1.1 Provedení dřepu	20
2.1.2 Zadní dřep	20
2.1.3 Čelní dřep	21
2.2 Řízení únavy	23
2.3 Tempo	24
2.3.1 První fáze	24
2.3.2 Druhá fáze	24
2.3.3 Třetí fáze	24
2.3.4 Čtvrtá fáze	24
3 3D analýza pohybu	25
3.1 Princip kinematické analýzy	25
3.2 Markery	26
3.3 SMART DX 6000	26
4 Cíle práce	28
4.0.1 Hypotézy	28
5 Metodika měření	29
5.1 Příprava na měření	29
5.1.1 Vážení a výpočet hmotnosti prováděných sérií	29
5.1.2 Markery	30
5.1.3 Umístění markerů	31

5.2	Rozcvičení	32
5.3	Zatížení	32
5.4	Snímání pohybu	34
5.5	Selekce bodů a exportování	36
5.6	Zpracování dat	37
6	Výsledky	39
6.1	Střed hlezenních kloubů	39
6.1.1	Boxplot pro hlezenní klouby	39
6.1.2	Test normality hlezenních kloubů pro měření bez únavy	40
6.1.3	Test normality hlezenních kloubů pro měření s únavou	40
6.1.4	Párový test	41
6.2	Střed kolenních kloubů	42
6.2.1	Boxplot pro kolenní klouby	42
6.2.2	Test normality kolenních kloubů pro měření bez únavy	42
6.2.3	Test normality kolenních kloubů pro měření s únavou	43
6.2.4	Párový test	43
6.3	Střed kyčelních kloubů	44
6.3.1	Boxplot pro kyčelní klouby	44
6.3.2	Test normality kyčelních kloubů pro měření bez únavy	44
6.3.3	Test normality kyčelních kloubů pro měření s únavou	45
6.3.4	Párový test	45
6.4	Střed ramenních kloubů	46
6.4.1	Boxplot pro ramenní klouby	46
6.4.2	Test normality ramenních kloubů pro měření bez únavy	46
6.4.3	Test normality ramenních kloubů pro měření s únavou	47
6.4.4	Párový test	47
7	Diskuze	48
	Závěr	49
	Literatura	50
	Seznam symbolů a zkratk	53
A	První příloha	54

Seznam obrázků

1.1	Anatomické roviny[1]	12
1.2	Anatomické směry[1]	13
1.3	Páteř[4]	15
1.4	Kyčelní kloub[5]	16
1.5	Ramenní kloub[6]	17
1.6	Kolenní kloub[7]	18
1.7	Hlezenní kloub[8]	19
2.1	Provedení čelního dřepu	21
2.2	Držení vzpěračským úchopem x Držení překřížením rukou	22
2.3	Provedení výstupů na box	23
3.1	Schéma rozložení kamer kinematického systému [22]	25
3.2	Reflexivní značky - markery[24]	26
3.3	Kamery systému BTS SMART DX [25]	27
5.1	Vážení na silové plošině	29
5.2	Základní rozložení markerů pro BTS Motion Capture[25]	30
5.3	Prostředí Smart DX Capture - Proces kalibrace	34
5.4	Záznam pohybu v Smart DX Capture	35
5.5	Prostředí Smart DX Capture - Přiřazení bodů	36
6.1	Krabicový graf pro rozložení dat - hlezenní klouby	39
6.2	Výsledek testu normality dat - hlezenní klouby - bez únavy	40
6.3	Výsledek testu normality dat - hlezenní klouby - s únavou	40
6.4	Výsledek párového testu pro hlezenní klouby	41
6.5	Krabicový graf pro rozložení dat - kolenní klouby	42
6.6	Výsledek testu normality dat - kolenní klouby - bez únavy	42
6.7	Výsledek testu normality dat - kolenní klouby - s únavou	43
6.8	Výsledek párového testu pro kolenní klouby	43
6.9	Krabicový graf pro rozložení dat - kyčelní klouby	44
6.10	Výsledek testu normality dat - kyčelní klouby - bez únavy	44
6.11	Výsledek testu normality dat - kyčelní klouby - s únavou	45
6.12	Výsledek párového testu pro kyčelní klouby	45
6.13	Krabicový graf pro rozložení dat - ramenní klouby	46
6.14	Výsledek testu normality dat - ramenní klouby - bez únavy	46
6.15	Výsledek testu normality dat - ramenní klouby - s únavou	47
6.16	Výsledek párového testu pro ramenní klouby	47

Seznam tabulek

5.1	Umístění markerů	31
5.2	Protokol rozcvičení	32
5.3	Protokol zatížení - první měření	32
5.4	Protokol zatížení - druhé měření	33
A.1	Tabulka pro průměry všech probandů pro jednotlivé klouby - Měření bez únavy	54
A.2	Tabulka pro průměry všech probandů pro jednotlivé klouby - Měření s únavou	54

Úvod

Bakalářská práce se zabývá vlivem únavy na provádění tělesných cvičení za pomoci 3D kinematického systému SMART DX 700. Tohle téma jsem si vybral, protože sám pracuji, jako kondiční trenér a doufal jsem v to, že mi tohle téma prohloubí znalosti v oboru.

První část literární rešerše je věnována anatomii opěrného a pohybového aparátu, kde je kladen největší důraz na pohyby v kloubech, jejichž dobré pochopení je stěžejní pro celou práci a správné intepretování výsledků.

V druhé kapitole je podrobně popsán sledovaný cvik, kterým byl dřep, přesněji, jeho varianta, kterou je dřep čelní. Byla přiblížena biomechanika jednotlivých segmentů i odchylky techniky, které při provádění dřepu nejsou žádoucí a mohou v lepším případě vést k zmenšení výkonu na dřepu, a v horším k poranění.

V poslední části literární rešerše byl vysvětlen princip snímání pohybové aktivity systémem Smart DX 700, který funguje na principu vyřazování a odrážení infračervených paprsků.

Hlavním cílem této bakalářské práce je zjistit, zda má únava vliv na provádění cviků, či nikoliv.

Pro vyvrácení, či potvrzení tohoto tvrzení byla provedena měření s únavou a bez únavy. Celkový protokol měření a způsob zpracování surových dat je vysvětlen v kapitole Metodika měření.

Následuje část s výsledky, které byly zpracovány statistickými testy a grafy, nad kterými byla následně vedena diskuze

1 Anatomie a pohyby v kloubech

V této části teorie je popsáno základní názvosloví anatomie, dále jsou popsány pohyby v kloubech. Základním anatomickým postavením je rovný stoj, kdy jsou dlaně obráceny vpřed. [1]

1.1 Anatomie

1.1.1 Anatomické roviny

V anatomii jsou používány tři roviny, které jsou na sebe vzájemně kolmé.

Sagitální rovina

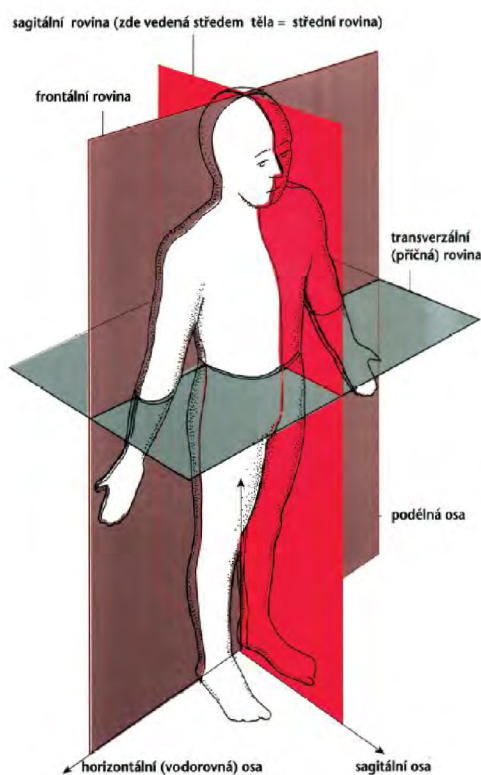
Nebo-li střední rovina, rozděluje tělo na pravou a levou stranou.

Frontální rovina

Dělí tělo na přední a zadní část, je rovnoběžná s obličejem.

Transverzální rovina

Půlí trup na horní a dolní část, přičemž prochází nad kyčlemi. [1]



Obr. 1.1: Anatomické roviny[1]

1.1.2 Anatomické směry

Pro popis anatomických směrů je využito hned několik názvosloví. Jedná se o názvosloví, které platí pro základní anatomické postavení.

cranialis(k hlavě) x **caudalis**(ke kostrči)

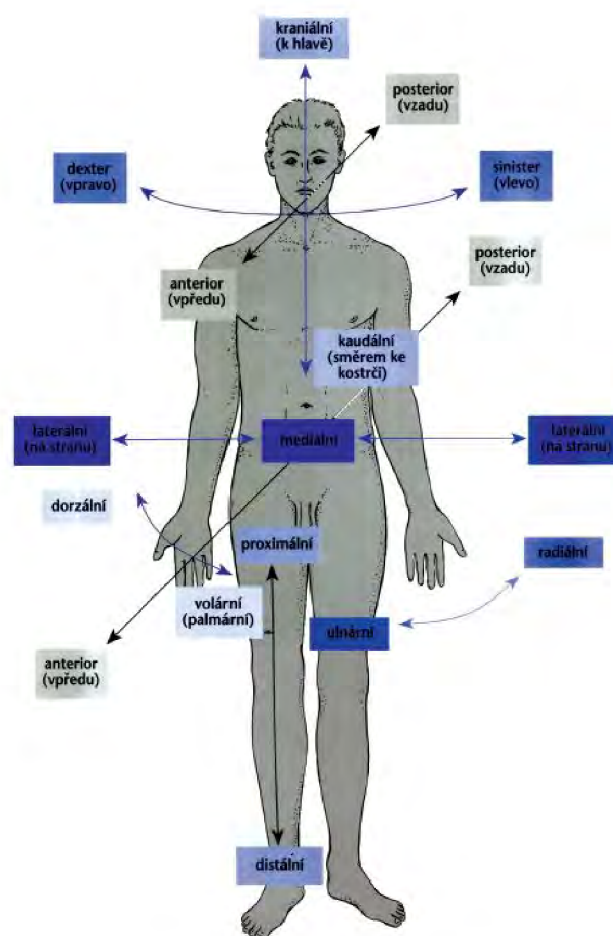
anterior(zepředu) x **posterior**(zezadu)

medialis, internus(vnitřní) x **lateralis, externus** (vnější)

dexter(pravý) x **sinister**(levý)

profundus(hluboký) x **superficialis**(povrchový)

proximalis(blíže k trupu) x **distalis**(dále k trupu)[1]



Obr. 1.2: Anatomické směry[1]

1.1.3 Opěrná soustava

Opěrná soustava je základem celého těla, tvoří ji kosti. Spojení všech kostí v jeden celek se říká kostra. Do opěrné soustavy patří i vazivo, které je tvořeno z vazů a šlach, v neposlední řadě sem patří i chrupavky.[2]

1.1.4 Páteř

Páteř se dělí na pět částí, kterými jsou: část krční C1-C7, část hrudní Th1-Th2, část bederní L1-L5, křížová S1-S5 a část kostrční Co1-Co5. První tři zmíněné části se skládají z obratlů, které jsou mezi sebou spojené ploténkami. V těle se nachází 33 až 34 obratlů.

Páteř není rovná, v její neutrální pozici se v hrudní oblasti objevuje zakřivení vzad, kterému se říká kyfóza. Naopak u krční a bederní části se vykazují prohnutí vpřed, tomuto zakřivení se říká lordóza.

Páteř dokáže mnoho pohybů, nejvíce pohyblivá je v oblasti krční, naopak nejméně pohyblivá je v části bederní, kde jsou všechny obratle spojené v jeden celek, tedy v kostrč.

Mezi základní pohyby páteře patří flexe(FL), kdy se páteř ohýbá vpřed, opakem flexe je extenze(EX), kdy dochází k záklonu. Úklon do strany nebo-li laterální FL, je možné provádět na obě strany. V oblasti krční a hrudní může také docházet k rotaci. Také může docházet ke kompresi, kdy je páteř stlačována. Opakem může být dekomprese, kdy je páteř natahována, což může nastat třeba u visu. V páteři může docházet k několika pohybům zároveň, v tomto případě by se jednalo o kombinaci dvou a více pohybů. [3]

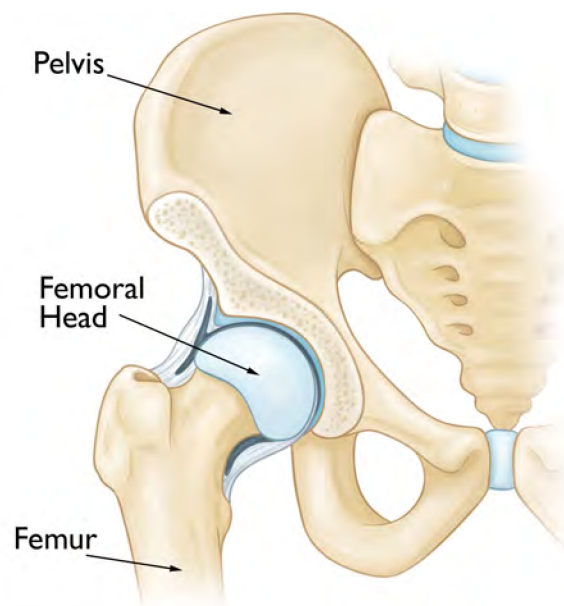


Obr. 1.3: Páteř[4]

1.1.5 Kyčelní kloub

Kyčel (KYC) je kulovitý kloub, skládá se z kosti pánevní a kosti stehenní. Proximální konec kosti stehenní má tvar míčku, jenž je umístěn hluboko v kloubní jamce v kosti pánevní, latinsky acetebulum.

Prvním z mnoha pohybů, kterými KYC oplývá, je EX, kdy dochází k zanožení. Opakem EX je FL KYC, při níž dochází k posunu celé spodní končetiny vpřed. Stejně jako u páteře je tento kloub schopen rotace, a to, a to buď interní(IR) nebo externí(ER). Poslední dvojicí pohybů je abdukce, nebo-li unožení, kdy celá končetina se pohybuje laterálním směrem, jejím opakem je addukce, kdy je dolní končetina přinožena v mediálním směru. [3]

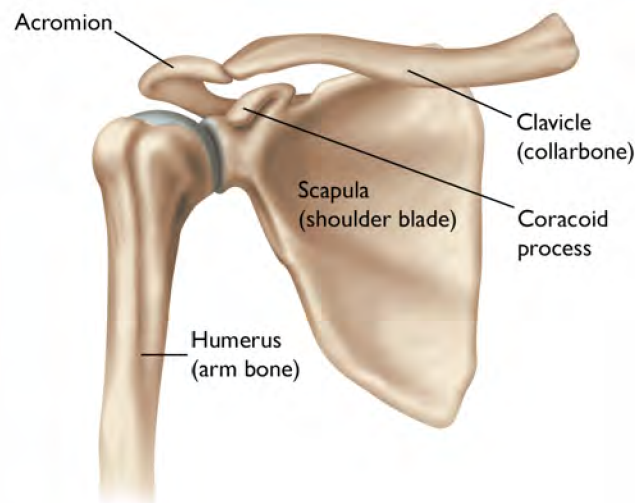


Obr. 1.4: Kyčelní kloub[5]

1.1.6 Ramenní kloub

Ramenní kloub (RAM), nebo-li glenohumerální kloub, je kulovitý kloub, jenž se skládá ze tří částí, jimiž jsou: kost pažní, lopatka a kost klíční. Podobně jako u KYC má kost pažní na svém proximálním konci kulovitou podobu, která je mělce uložena do kloubní jamky lopatky, jež ale není tak hluboká, jako jamka u KYC. Toto sebou nese výhody i nevýhody, RAM je díky tomuto uložení nejpohyblivějším kloubem v celém těle, je také ale nejvíce nestabilním, proto jsou jeho zranění tak častá.

Pohyby RAM jsou totožné s pohyby kyčle. EX, nebo-li zapažení je opakem FL, tedy předpažení. K ER dochází při rotaci humeru laterálním směrem, směr rotace dovnitř vyjadřuje IR. Zbylé dva pohyby jsou addukce a abdukce celé horní končetiny, jedná se tedy o připažení a upažení. [3]



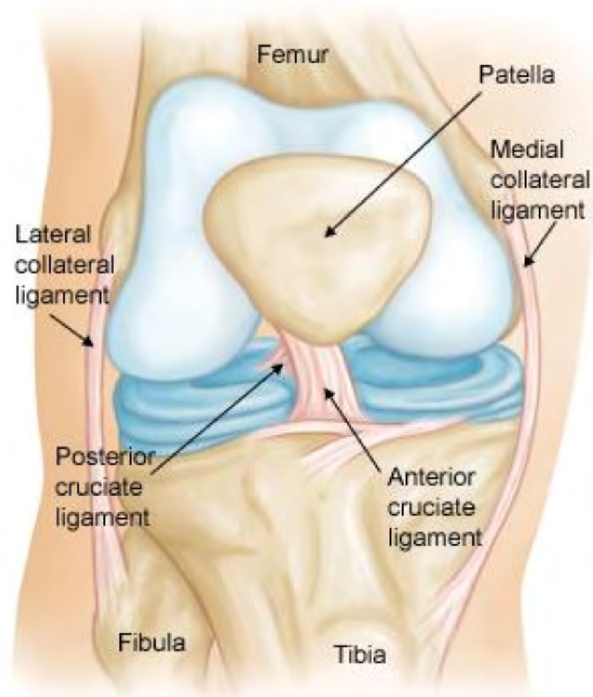
Obr. 1.5: Ramenní kloub[6]

1.1.7 Kolenní kloub

Kolenní kloub(KOL) je stejně jako loketní nazýván pákovým kloubem. Říká se mu tak proto, že největší rozsah pohybu se odehrává při FL a EX kloubu. IR a ER v tomto kloubu jsou minimální, ale dochází k nim třeba při pár prvních stupních FL.

KOL je nejkomplexnějším skloubením v těle, skládá se z kosti stehenní (femur), kosti holenní (tibia), česky (patella) a dvou menisků, jedním laterálním a druhým mediálním.

Kost stehenní je spojená s kostí holenní dvěma menisky, uprostřed tohoto skloubení se nachází česka. [3]



Obr. 1.6: Kolenní kloub[7]

1.1.8 Hlezenní kloub

Jedná se o složený kladkový kloub, kde se spojují kosti holenní (tibia) a lýtková (fibula) s kostí hlezenní (lýtkovou).

Stejně jako u předešlých kloubů, zde dochází k IR a ER. Výjimkou je ovšem to, že se v tomto kloubním spojení neděje FL a EX, nýbrž dvě FL. První FL je dorsální, kdy dochází k přitažení celého chodidla směrem vzhůru, opakem je plantární FL, kdy dochází k pohybu dolů. [3]



Obr. 1.7: Hlezenní kloub[8]

2 Provedení cviků

Druhá teoretická část se zaměřuje na provedení cviků, které byly vybrány pro protokol měření. Popisuje pohyby v kloubech, které se při cvičení dějí, dále jsou popsány technické chyby, kterých se cvičenci mohou při provádění těchto cviků dopustit.

2.1 Dřep

Dřep (SQ) je jedním ze základních cviků, které se v silovém tréninku dají použít. Rozvíjí sílu a hypertrofii dolních končetin a trupu. Tento cvik je hojně využíván v silově-kondičním tréninku, protože rozvíjí maximální sílu dolních končetin, která má přímý vliv na rychlost sprintu a výšku výskoku.[9] U tohoto cviku se nejvíce zapojují svaly kvadricepsů, hamstringů, hýždí a vzpřimovačů.[10] Přestože se u SQ zapojuje mnoho velkých svalových skupin, jedná se o jednoduchý pohyb.

2.1.1 Provedení dřepu

V počáteční pozici cvičenec stojí zpříma, jeho KOL a KYC jsou v EX. Poté dochází k FL v KYC a KOL, čímž dojde k snížení kyčlí, cvičenec jde tak dolů, jaká je požadovaná hloubka provedení. V silovém tréninku se používá několik typů SQ: přední, zadní, sumo, Zercher, s činkou nad hlavou nebo s kettlebellem. [11]

Mezi hlavní provedení, která se ve sportovním tréninku používají, jsou typ čelní a zadní. Tato provedení se liší v umístění činky. U čelního SQ je činka položena vpředu za předními deltovými svaly. U zadního SQ činka spočívá vzadu na zadních deltových svalech a trapézu. [12] Umístění osy ovlivní celkové těžiště a úhly v jednotlivých kloubech. Čelní SQ více zapojuje extenzory kolene, oproti zadnímu SQ, který více zapojuje antagonisty, kterými jsou hamstringy, také se na pohyb více podílí extenzory kyčle. [14]

Pro správné provedení SQ, nehledě na pozici položení činky, musí mít cvičenec dostatečnou mobilitu v KYC a hlezenním kloubu (KOT), aby dosáhl požadovaného rozsahu pohybu. [15]

2.1.2 Zadní dřep

U zadního SQ existují další dvě dělení. U prvního provedení je činka posazená na horní části trapézových svalů, přímo pod trnem sedmého krčního obratle (C7). Tohoto stylu se říká High Bar(HB).

U druhého provedení je osa položená níže, přesněji na dolní části trapézových svalů, těsně nad zadním deltovým svalem podél lopatky. [16]

Zadní dřep s osou položenou vysoko

U zadního SQ, kdy je činka položena vysoko, je typická napřímená poloha těla a větší FL v KOL ve spodní fázi pohybu, u tohoto provedení se cvičenec dostane hlouběji než u provedení, kdy je osa posazená níže, díky větší FL v KOL dochází také k větší práci kvadricepsů. RAM se nachází v mírné extenzi. [17]

Zadní dřep s osou položenou nízko

U této varianty je trup v mírném předklonu a dochází zde k větší FL v KYC. Cvičenec v této variantě dřepu nezvládne tak velký rozsah pohybu, jako u HBBS, za to však tato varianta umožňuje zvednout větší zátěže. Více se zapojují svaly zadního řetězce, kterými jsou hýždové svaly a hamstringy. RAM je u této varianty mnohem více v EX než u provedení, kdy je osa položena vysoko. [17]

2.1.3 Čelní dřep

SQ, kdy je držena činka vepředu, je charakteristický největší FL v koleni, díky čemuž se ten, kdo vykonává SQ, dostane nejhluběji ze všech zmíněných variant. Úhel KOT je rovněž ostřejší než u SQ zadního. Čelní SQ je specifický malým předklonem trupu. Pokud by při procvičování došlo k předklonu, což je technická chyba, pracovní série by se měla ukončit, protože činka může sklouznout z ramen a hrozilo by potenciální zranění. Pozice držení osy jsou dvě, jednak se osa drží vzpěračským úchopem jednak překřížením rukou. [12]



Obr. 2.1: Provedení čelního dřepu

Držení překřížením rukou

Tento úchop je jednodušší a není náročný na mobilitu zápěstí. Osa spočívá před klavikulární linií. Ruce jsou zkřížené na hrudi a dochází k FL a IR v RAM, díky

čemuž dojde ke kontrakci předních deltových svalů, které ještě více upevní činku na tělo. [12] Pro účely bakalářské práce bylo použito právě toto provedení, a to z důvodu lepšího umístění markerů, které se používají při měření.

Držení vzpěračským úchopem

Toto držení činky je specifické pro vzpěrače, kdy do této pozice paží přijímají činku při nadhozu. Je mnohem náročnější na mobilitu zápěstí a RAM. Ramena jsou ve ER a také ve větší FL. [12]



Obr. 2.2: Držení vzpěračským úchopem x Držení překřížením rukou

2.2 Řízení únavy

U probanda je únava vyvolána sériemi, kdy vystupuje na box. Pro tyto série byly využity modifikované standardizované step testy. Tyto série jsou provedeny před všemi sériemi čelních SQ, takže je aplikován princip předúnavy[18]. Balkeho Step Test je charakteristický 30 opakováními, která by měly být vykonána v čase 60 sekund. Při testu je zapnutý metronom, jenž je nastaven na 120 klepnutí za minutu. [19] Výška boxu je pro každého probanda určena na základě Chester Step Testu. Většina účastníků měření ale spadá do kategorie, ve které jim je méně než 40 let a jsou fyzicky velice aktivní, proto je výška jejich boxu 30 cm. [20]

Tímto je zajištěno, že bude únava značná, ale ne dost velká pro nedokončení protokolu. Proband vykonává pracovní série dřepů, které jsou pro většinu normálních cvičenců náročné v odpočatém stavu, natož ve stavu únavy.



Obr. 2.3: Provedení výstupů na box

2.3 Tempo

Tempo označuje, jakým způsobem by mělo být prováděno každé opakování dané série. Každé číslo vyjadřuje čas, který by měl být strávený v určité fázi pohybu. Tato čísla jsou v sekundách.[18]

2.3.1 První fáze

První číslicí je doba, kterou cvičenec čeká v uzamčených kloubech, většina svalů vykonává malou práci. [18]

2.3.2 Druhá fáze

Druhé číslo označuje excentrickou nebo-li negativní fázi pohybu, v této fázi dochází k natahování svalů, přičemž na ně působí váha. [18]

2.3.3 Třetí fáze

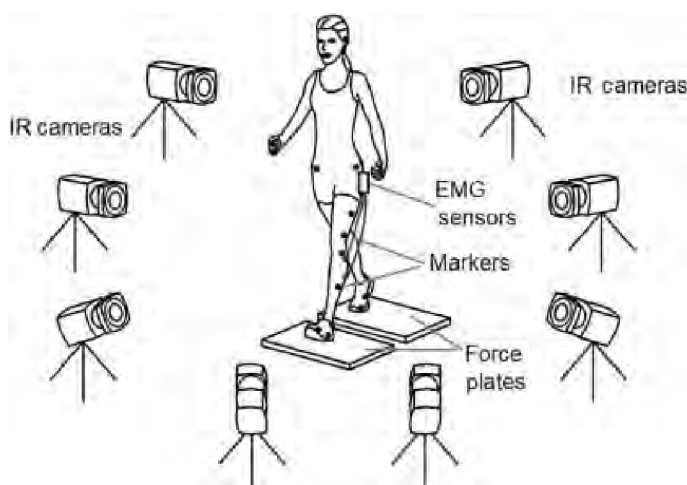
V pořadí třetím číslem se označuje přechod mezi excentrickou a koncentrickou fází, pokud se v této fázi objevuje jiné číslo než 0, znamená to, že je vyžadováno, aby cvičenec udělal pauzu, kdy nedochází k natahování ani zkracování svalů. Sval ale pořád působí silou, tomuto působení se také říká isometrická kontrakce.[18]

2.3.4 Čtvrtá fáze

Posledním číslem je konečná koncentrická fáze, kdy dochází ke zkrácení svalů. Z této fáze se automaticky cvičenec dostává do fáze jedna, pořadí všech fází se opakuje, dokud cvičenec neodcvičí předepsaná opakování nebo nedojde k technickému selhání. [18] Například pro protokol měření bylo zvoleno tempo 1 3 2 0. V horní fázi pohybu, kdy jsou KYC i KOL v EX, by měl cvičenec setrvat jen jednu sekundu. Následuje kontrolovaná excentrická fáze, která by měla trvat tři sekundy. Dochází k FL v kloubech. Po negativní fázi by měl cvičenec vytrvat dvě sekundy ve spodní fázi pohybu, kdy by nemělo docházet k žádnému pohybu v kloubech. Poslední koncentrická fáze je označena nulou, tudíž se proband snaží o co největší akceleraci činky směrem vzhůru.

3 3D analýza pohybu

Kinematická analýza, která je prováděna trojrozměrnou rekonstrukcí trajektorií pohybu, slouží k diagnostice nebo analýze pohybových vzorů za pomoci kamer. Před zahájením snímání obrazu je nutné provést nastavení kamer do optimálních pozic a zkalibrování celého systému. Kamery reagují na směrové odrazy světla. Tyto odrazy zajišťují retroflexivní značky, kterým se také říká markery. Značky jsou umístěny na snímaném subjektu, který má tyto značky přilepené na sobě. Velkou výhodou je neinvazivnost celého systému, probanda neomezuje žádný kabel, kterým by musel být připojen k celému systému, tudíž jeho pohyb není nijak kompromitován. [21]



Obr. 3.1: Schéma rozložení kamer kinematického systému [22]

3.1 Princip kinematické analýzy

K detekci markerů dochází díky šíření světla a jeho odražení. Tyto paprsky mohou být buď infračervené nebo červené. Zdrojem světla jsou samotné kamery a všudypřítomné světlo. Světlo, které je způsobeno například sluncem nebo žárovkou, může působit odrazy, které nejsou žádoucí, proto by mělo dojít k potlačení těchto parazitních jevů ještě před zahájením měření. Parazitní jevy je možné odstranit dvěma způsoby.

První možností je zatmavení daných odlesků přímo v prostředí nahrávání, tedy softwarově. Druhým způsobem je manuální překrytí detekovaných odrazů materiály matných barev, které nezpůsobují odrazy.

Samotné kamery jsou hlavním zdrojem světla, jež dopadá na retroflexivní značky. Dochází k odrazu světla zpátky do kamer, čímž se zjistí poloha jednotlivých markerů

a jejich vzdálenost od kamerového systému. Každý marker je detekován v třírozměrném prostoru pro osy X,Y a Z. [23]

3.2 Markery

Kamery reagují na směrové odrazy světla, jež zajišťují retroflexivní značky, kterým se také říká markery. Tyto značky jsou umístěny na snímaném objektu, popřípadě na snímaném probandovi, který má tyto markery přilepené na sobě. Značky mohou být různých velikostí. Pro detekci velkých částí, jako jsou například stehna nebo paže, se používají clustery. Jedná se o plastové destičky tvaru obdélníků nebo čtverců, které jsou oble tvarované, aby dobře držely na končetinách. Markery se většinou nachází po obvodu těchto clusterů.[24]



Obr. 3.2: Reflexivní značky - markery[24]

3.3 SMART DX 6000

Používaným optoelektrickým systémem je SMART DX 6000 od firmy BTS Bioengineering. Tento model využívá infračervené iluminátory. Pro práci v systému se využívá speciální software, který řídí celý proces kalibrace a snímání markerů. Systém umožňuje zapojení až 16 kamer; integraci s EMG(elektromyografie), inerciálními senzory a silovými plošinami. [25]

Systém je napájen 220 V a jeho kmitočet je 50 Hz. Maximální vstupní výkon dosahuje 950 W. Základní vzorkovací frekvence této verze je 340 Hz, ale může být

nastavena až na 1000 Hz. Rozlišení kamer je 2048x1088 px, čočka každé kamery má standardní ohniskovou vzdálenost 8 mm. Světelné emise mají vlnovou délku 850 nm, a tedy se jedná o infračervené záření, výstupní úhel je 50°.

Provozní teplota se pohybuje mezi 10-35°C. Provozní i skladovací vlhkost ovzduší by měla být mezi 20 - 80 procenty. [26]



Obr. 3.3: Kamery systému BTS SMART DX [25]

4 Cíle práce

Hlavním cílem práce je posouzení, zda má únava vliv na techniku provádění cviků, či nikoliv. Pro jednotlivé klouby byly stanoveny hypotézy. Je potřeba zjištění, jakým stylem únava bude flexi v kloubech ovlivňovat.

4.0.1 Hypotézy

H_0 : Únava nemá vliv na úhel flexe v hlezenním kloubu

H_1 : Únava má vliv na úhel flexe v hlezenním kloubu

H_0 : Únava nemá vliv na úhel flexe v kolenním kloubu

H_1 : Únava má vliv na úhel flexe v kolenním kloubu

H_0 : Únava nemá vliv na úhel flexe v kyčelním kloubu

H_1 : Únava má vliv na úhel flexe v kyčelním kloubu

H_0 : Únava nemá vliv na úhel flexe v ramenním kloubu

H_1 : Únava má vliv na úhel flexe v ramenním kloubu

5 Metodika měření

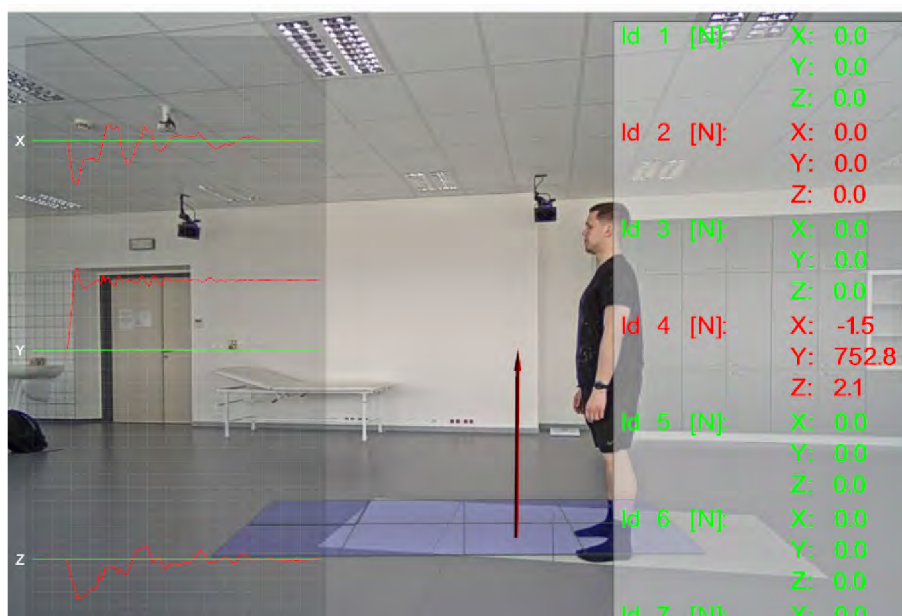
Praktická část bakalářské práce zahrnuje přípravu na měření, představení protokolu měření a jeho částí, kterými jsou rozcvičení a samotné zatížení. Dále je popsán postup získávání dat skrze programy, které jsou k BTS SMART DX přidružené. V poslední části je popsán postup zpracování dat.

5.1 Příprava na měření

Tato fáze je velice důležitá pro následné měření a vyhodnocování výsledků. V této části je podepsán informovaný souhlas probanda s měřením. Probandovi byl vysvětlen celý postup měření.

5.1.1 Vážení a výpočet hmotnosti prováděných sérií

Po vyplnění dotazníku je proband instruován k svlečení oblečení, kdy zůstane oděn jen ve spodním prádle. Následně je požádán o to, aby si stoupl na silovou plošinu, která je součástí systému SMART DX. V softwaru digitec se ukáže váha probanda, na základě tohoto údaje je dopočítána váha pro pracovní sérii, která byla nastavena na 3/4 tělesné hmotnosti probanda. Všechna závaží i osa byly zváženy, aby bylo měření co nejpřesnější a proband cvičil s odpovídající vahou.



Obr. 5.1: Vážení na silové plošině

5.1.2 Markery

Před tím, než se proband dostaví na měření, by měly být nachystané markery, které budou z jedné strany přilepené k oboustranné lepící pásce, jež pak bude lepena na jednotlivé sledované segmenty. Před nalepením markerů na požadované místo musí dojít k očištění kůže ethanolem pro snadnější nalepení reflexivních značek.



Obr. 5.2: Základní rozložení markerů pro BTS Motion Capture[25]

5.1.3 Umístění markerů

Pro tuto bakalářskou práci bylo použito upravené umístění markerů, protože bylo potřeba zjistit, v jaké pozici se nachází segmenty, které v žádném předdefinovaném protokolu nejsou nebo jejich pozice nevyhovuje účelům bakalářské práce. Základní rozestavění markerů je vyobrazeno v tabulce 3.1.

	Pozice
1	druhý metatarz levý
2	druhý metatarz pravý
3	laterální malleolus levý
4	laterální malleolus pravý
5	kost patní(calcaneus) levá
6	kost patní (calcaneus) pravá
7	laterální femorální kondylus levý
8	laterální femorální kondylus pravý
9	paterální šlacha levá
10	paterální šlacha pravá
11	přední horní trn kyčelní levý
12	přední horní trn kyčelní pravý
13	velký chocholík levý
14	velký chocholík pravý
15	trnový výběžek L5
16	nadpažek(acromion) levý
17	nadpažek(acromion) pravý
18	trnový výběžek C7
19	laterální epikondyl kosti loketní levý
20	laterální epikondyl kosti loketní pravý

Tab. 5.1: Umístění markerů

5.2 Rozcvičení

Před výkonem je potřeba provést zahřátí a dynamické rozcvičení, které probanda připraví lépe na výkon a sníží riziko zranění.[27] Součástí rozcvičení jsou SQ, výstupy, odkmihy v kyčli a kroužení rameny. Všechny cviky jsou prováděny ve svižném sledu po sobě, ale ne moc rychle, aby v probandovi nevyvolaly únavu.

Pořadí	Aktivita	Opakování	TEMPO[s]
1	Odkmihy v kyčli vpřed	20	
2	Odkmihy v kyčli vbok	20	
3	Výstupy na box	20	1 3 2 0
4	Dřepy bez závaží	10	1 3 2 0

Tab. 5.2: Protokol rozcvičení

Před zahájením měření, kdy proband bude cvičit pracovní série, musí dojít znovu k instruktáži ohledně toho, co po něm bude vyžadováno, aby byla zajištěna přesnost měření a bezpečnost probanda.

5.3 Zatížení

Poté, co je subjekt rozcvičen, dojde k přechodu na protokol zatížení. Pro účel bakalářské práce bylo potřeba dvou měření, při prvním měření na probanda nepůsobila únava ale jen váha. V druhém měření je zakomponována i únava, ovšem váha činky zůstala stejná jako u prvního měření, také byly zkráceny pauzy mezi pracovními sériemi.

První měření

U prvního měření není proband unavován i odpočinek mezi sériemi je dostatečně dlouhý, tento odpočinek činí tři minuty.[18]

Pořadí	Aktivita	Váha[kg]	Opakování	TEMPO[s]
1	Čelní dřep s osou	5	5	1 3 2 0
2	Odpočinek 180 sekund			
3	Čelní dřep s osou	0,5 * BW	5	1 3 2 0
4	Odpočinek 180 sekund			
5	Čelní dřep s osou	0,75 * BW	5	1 3 2 0

Tab. 5.3: Protokol zatížení - první měření

Druhé měření

Při druhém měření je únava vyvolávána prostřednictvím výstupů na box, které byly zařazeny před série SQ. Byl také zkrácen odpočinek ze tří minut na dvě. [18]

Pořadí	Aktivita	Váha [kg]	Opakování	TEMPO [s]
1	Výstupy na box	BW	30	0 1 0 1
2	Čelní dřep s osou	5	5	1 3 2 0
3	Odpočinek 120 sekund			
4	Výstupy na box	BW	30	0 1 0 1
5	Čelní dřep s osou	0,5 * BW	5	1 3 2 0
6	Odpočinek 120 sekund			
7	Výstupy na box	BW	30	0 1 0 1
8	Čelní dřep s osou	0,75 * BW	5	1 3 2 0

Tab. 5.4: Protokol zatížení - druhé měření

V pauze mezi jednotlivými sériemi odborný pracovník nakládá kotouče a dbá na správný postup celého měření, zejména na bezpečnost probanda a stopáž. Pro poslední sérii, kdy proband vykonává SQ s třemi čtvrtinami své tělesné hmotnosti, je zapnuto měření, po vykonání této série je měření vypnuto. Tyto poslední série u obou měření jsou porovnány, aby byly zjištěny odchylky a tím pádem i vliv únavy na provádění tělesných cvičení.

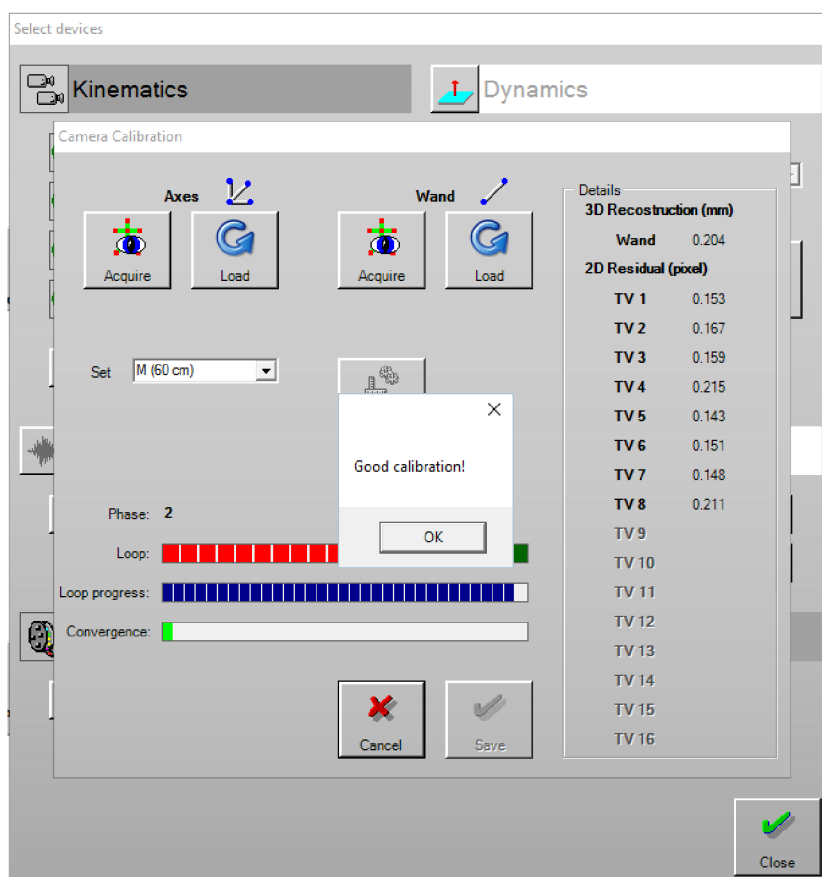
Po poslední sérii SQ kontrolní pracovník odejme kotouče z činky a dezinfikuje kotouče i činku. Poté jsou z probanda odejmuty markery, které jsou znovu nalepeny na obojetnou lepicí pásku, aby bylo vše připraveno na další měření.

5.4 Snímání pohybu

System Smart DX od firmy BTS Bioengineering má několik programů. Pro nasní-
mání pohybu se používá program Smart DX Clinic. K označení a exportování bodů
je použit software Smart DX Tracker.

Kalibrace

Před každým měřením v laboratoři musí být systém zkalibrován. Po kliknutí na
Smart activation button se zvolí Calibration, kde se nastaví načtení os i načtení hole.
System se nechá zkalibrovat stisknutím tlačítka Start, uložení kalibrace se potvrdí
tlačítkem Save.



Obr. 5.3: Prostředí Smart DX Capture - Proces kalibrace

Měření

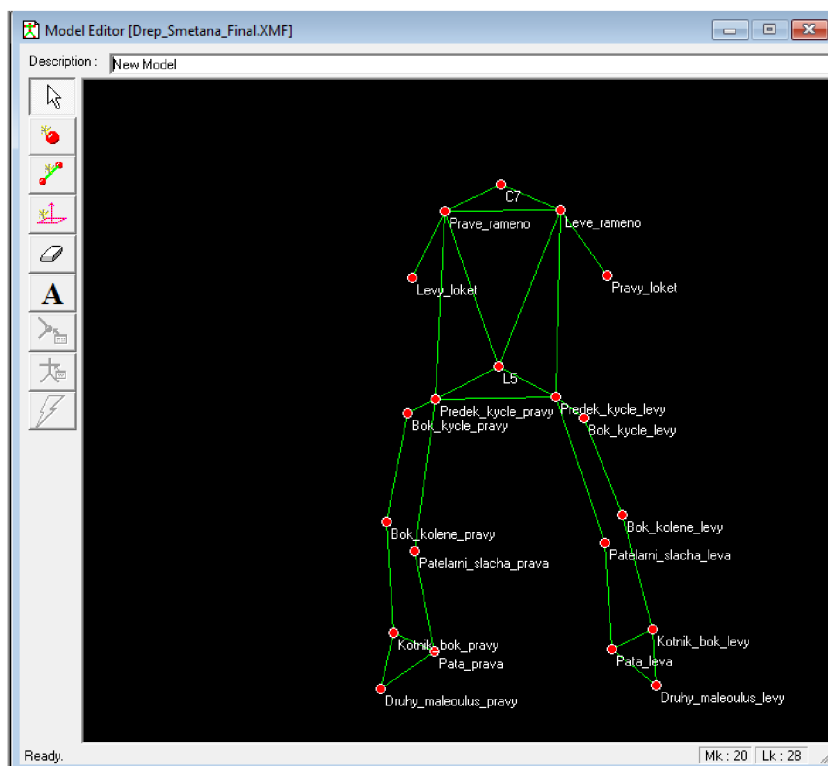
Pro každého probanda bylo vytvořeno nové sezení, kde byl nastaven nedefinovaný protokol, protože ani jeden z předdefinovaných protokolů nevyhovoval rozmístění markerů pro účely bakalářské práce. U jednotlivých měření bylo označeno, zda proběhla s únavou či nikoliv. Po nastavení protokolu se začalo s měřením, v sekci Smart corder se po kliknutí na tlačítko Monitor zobrazí pohled všech kamer. V tomto prostředí po kliknutí na tlačítko Capture začne systém nahrávat pohybovou aktivitu v laboratoři. Pro ukončení nahrávání je potřeba znovu stisknout tlačítko Capture a celé měření uložit kliknutím na Save. Protokol měření byl upraven pro účely bakalářské práce. [28]



Obr. 5.4: Záznam pohybu v Smart DX Capture

5.5 Selekce bodů a exportování

Po nasnímání aktivity je dalším krokem přiřazení bodů k markerům. Pro tuto práci je potřeba využít další software od firmy Smart DX, a to Tracker. Neboť model, který byl měřen pro účely bakalářské práce, není standardní, bylo tedy potřeba vytvořit nový model. Po spuštění aplikace Tracker bylo stisknuto tlačítko New Model. Jednotlivým bodům jsou přiřazeny jejich pozice, poté mezi těmito body vznikají přímky, které umožňují výpočet vzdáleností bodů od ostatních bodů, případně od kamer. Po přiřazení bodů může být celý záznam znovu přehrán už však s přímkami, které spojují všechny části v jeden celek.



Obr. 5.5: Prostředí Smart DX Capture - Přiřazení bodů

5.6 Zpracování dat

Pro zpracování celého datasetu bylo využito programovací prostředí Matlab. Jedná se o programovací platformu pro vývoj algoritmů, analýzu dat a mnoho dalších operací. [29] Export dat byl proveden ze všech sérií dřepů, jak těmi před únavou, tak těmi s únavou. Export byl proveden do formátu EMT, z tohoto formátu byl exportován do txt, díky čemuž se daná data mohla začít zpracovávat v prostředí Matlabu. Po načtení dat do tabulky byla převedena na pole, poté následovala inicializace proměnných.

Pro každou končetinu byly vybrány tyto markery: druhý metatarzus, laterální malleous, laterální femorální kondylus, velký chocholík, nadpažek a laterální epikondyl kosti loketní. NaN hodnoty byl ručně dopočítány.

Z těchto markerů byly vytvořeny vektory, které mají znázorňovat jednotlivé části těla. Chodidlo bylo vytvořeno spojením druhého metatarzu s laterálním Maleolem, kost lýtková vznikla spojením laterálního Maleolu s laterálním epikondylem kosti stehenní. Poslední zmíněný bod byl spojen s velkým chocholíkem, čímž vznikl vektor pro stehno. Oblast celého trupu byla vytvořena z chocholíku a nadpažku, který byl spojený s laterálním epikondylem kosti loketní, čímž vznikl poslední vektor, který má vyjadřovat kost pažní.

Pro výpočet úhlů v kloubech byla vytvořena funkce, do které vstupují dva parametry v podobě vektorů, jejichž spojením je vytvořen kloub. Jmenovitě byl z chodidla a lýtka vytvořen KOT, z lýtka a kosti stehenní vznikl KOL, pro KYC byl použit vektor stehna a trupu. Pro poslední kloub, kterým bylo RAM, byl použit již dříve zmíněný trup a a vektor kosti pažní.

Všechny tyto proměnné byly uloženy do proměnných, které byly vyfiltrovány funkcí Butterworth. Jedná se o filtr typu dolní propust, mezní frekvence byla nastavena na 125 Hz a stupeň byl zvolen 4. stupeň filtru.[30]

Všechny takto získané signály byly vynásobeny číslem mínus jedna. Díky tomtu kroku bylo možné využít funkci findpeaks, která našla lokální maxima, tato maxima byla reálně přetočená minima.[31] Výstup této operace byl znovu vynásoben číslem méně jedna, aby bylo možné pracovat s reálnými hodnotami.

Po nalezení maxim došlo k využití funkce mink, která v poli vyhledá zadaný počet nejmenších prvků.[32] Do této funkce vstupují dva parametry: prvním parametrem je pole; druhý určuje počet nejmenších hledaných prvků, které byl v tomto případě nastaven na hodnotu pět. Hodnota pět byla zvolena z toho důvodu, aby bylo nalezeno všech pět opakování, která byla v každé sérii prováděna.

Pro každý kloub vzniklo pole o pěti hodnotách, pro každou dvojici kloubů byl vypočítán průměr, čímž vznikl střed pohybu pravé a levé strany. Tento střed byl odečten od hodnoty 180, čímž byla získána hodnota FL v jednotlivých kloubech.

Hodnoty pro všechny klouby jednotlivých probandů byly přepsány do programu Microsoft Excel, kde byl vytvořen průměr a odchylka každého kloubu ze všech pěti opakování pro měření s únavou i pro měření bez únavy. Tyto hodnoty byly zapsány do jednotlivých tabulek.

Dále byla vytvořena dvojice tabulek, které obsahují údaje jednotlivých kloubů, pro každý subjekt. Vznikla tabulka pro unavený i pro neunavený stav.

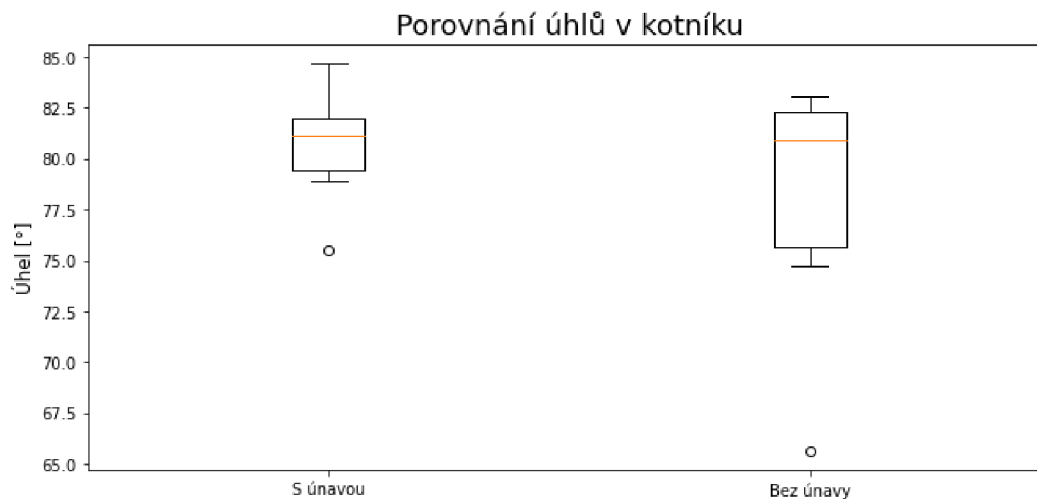
6 Výsledky

Pro zjištění, zda má únava vliv na změnu posturálních parametrů, bylo využito statistických testů a boxplotů. Ke zpracování výsledků bylo využito programovacího jazyka Python. Prvním krokem bylo vykreslení boxplotů pro zobrazení rozložení dat. Následovalo statistické testování. Veškerá data se nacházejí v tabulkách v první příloze A. Veškeré testy byly prováděny na hladině významnosti $\alpha = 0,05$.

6.1 Střed hlezenních kloubů

6.1.1 Boxplot pro hlezenní klouby

Na základě tohoto grafu je možné vidět, že se by se možná mohlo jednat o gaussovské rozdělení. Průměr se směrodatnou odchylkou pro měření bez únavy vyšel $78,5223 \pm 5,2345^\circ$. Pro měření s únavou $80,88872 \pm 2,5912^\circ$.



Obr. 6.1: Krabicový graf pro rozložení dat - hlezenní klouby

6.1.2 Test normality hlezenních kloubů pro měření bez únavy

```
stat = 0.811246, p = 0.020
```

```
Data nemají normální rozložení
```

Obr. 6.2: Výsledek testu normality dat - hlezenní klouby - bez únavy

H_0 : Data mají normální rozložení

H_1 : Data nemají normální rozložení

Na základě testu musíme nulovou hypotézu zamítnout a přijmout alternativní, tudíž data pro měření bez únavy nemají gaussovské rozložení.

6.1.3 Test normality hlezenních kloubů pro měření s únavou

```
stat = 0.954301, p = 0.719
```

```
Data mají normální rozložení
```

Obr. 6.3: Výsledek testu normality dat - hlezenní klouby - s únavou

H_0 : Data mají normální rozložení

H_1 : Data nemají normální rozložení

Na základě testu přijímáme nulovou hypotézu, která nám říká, že data pro měření mají normální rozložení.

6.1.4 Párový test

Byla použita funkce BoxCox, která dokáže transformovat neparametrická data na parametrická. Na základě tohoto předpokladu mohl být použit Studentův parametrický T-test, který se používá pro párová data.

Únava má vliv na změnu techniky

```
stat=  
-5.976458831905762  
p =  
1.1827065274171244e-05
```

Obr. 6.4: Výsledek párového testu pro hlezenní klouby

H_0 : Únava nemá vliv na změnu techniky

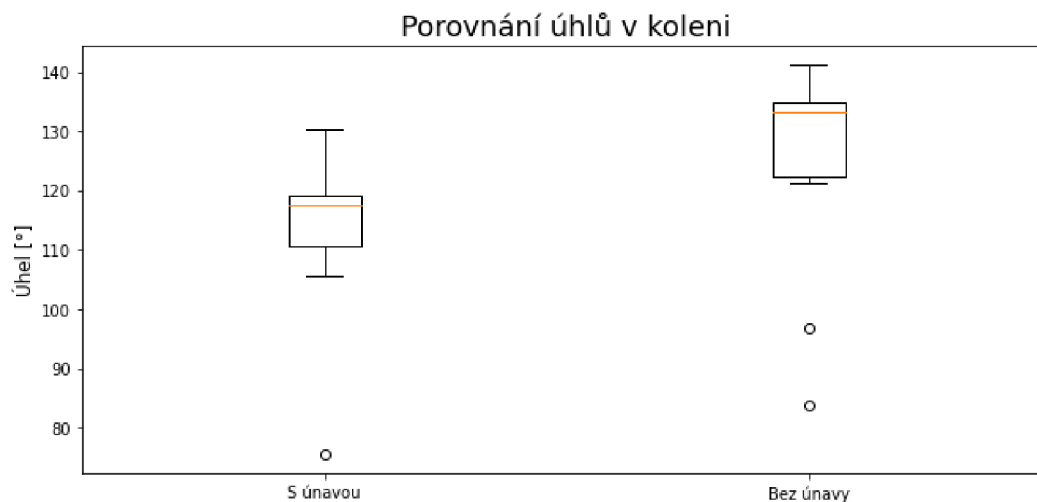
H_1 : Únava má vliv na změnu techniky

Byla přijata alternativní hypotéza, tudíž vliv únavy na provádění SQ je statisticky významný.

6.2 Střed kolenních kloubů

6.2.1 Boxplot pro kolenní klouby

Pro měření s únavou by se mohlo jednat o normální data, avšak data pro měření bez únavy jsou z jedné strany hodně zešikmená. Průměr se směrodatnou odchylkou pro měření bez únavy vyšel $124,5162 \pm 18,2671^\circ$. Pro měření s únavou $112,7080 \pm 13,98850^\circ$.



Obr. 6.5: Krabicový graf pro rozložení dat - kolenní klouby

6.2.2 Test normality kolenních kloubů pro měření bez únavy

```
stat = 0.787679, p = 0.010
```

```
Data nemají normální rozložení
```

Obr. 6.6: Výsledek testu normality dat - kolenní klouby - bez únavy

H_0 : Data mají normální rozložení

H_1 : Data nemají normální rozložení

Na základě testu musíme nulovou hypotézu zamítnout a přijmout alternativní, tudíž data pro měření bez únavy nemají gaussovské rozložení.

6.2.3 Test normality kolenních kloubů pro měření s únavou

```
stat = 0.802634, p = 0.016
```

```
Data nemají normální rozložení
```

Obr. 6.7: Výsledek testu normality dat - kolenní klouby - s únavou

H_0 : Data mají normální rozložení

H_1 : Data nemají normální rozložení

Na základě testu musíme nulovou hypotézu zamítnout a přijmout alternativní, tudíž data pro měření s únavou nemají gaussovské rozložení.

6.2.4 Párový test

Byla použita funkce BoxCox, která dokáže transformovat neparametrická data na parametrická. Na základě tohoto předpokladu mohl být použit Studentův parametrický T-test, který se používá pro párová data.

```
Únava má vliv na změnu techniky
```

```
stat=  
-5.631943743802399  
p =  
2.415589314134467e-05
```

Obr. 6.8: Výsledek párového testu pro kolenní klouby

H_0 : Únava nemá vliv na změnu techniky

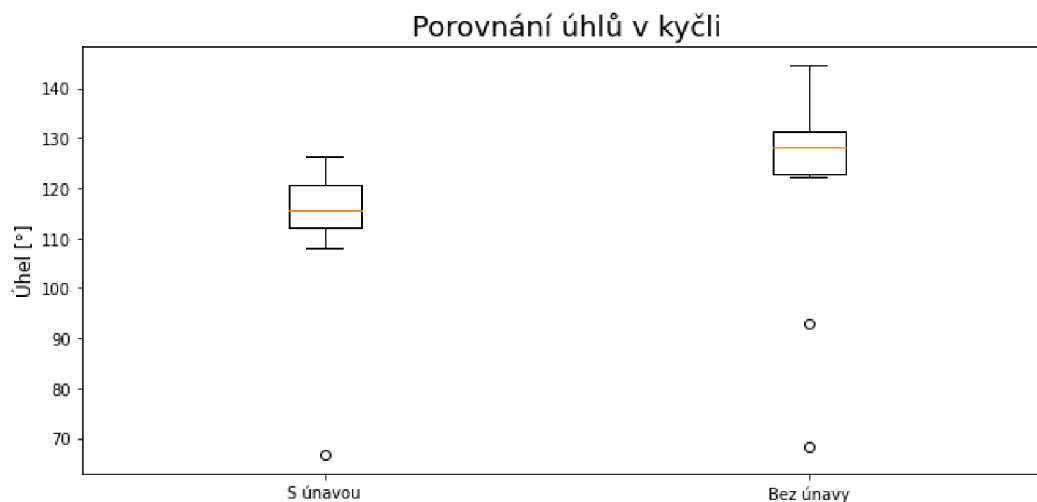
H_1 : Únava má vliv na změnu techniky

Byla přijata alternativní hypotéza, tudíž vliv únavy na provádění SQ je statisticky významný.

6.3 Střed kyčelních kloubů

6.3.1 Boxplot pro kyčelní klouby

Na základě tohoto grafu je možné vidět, že se nejspíše nebude jednat o normální rozdělení. Průměr se směrodatnou odchylkou pro měření bez únavy vyšel $121,08711 \pm 21,92346^\circ$. Pro měření s únavou $112,10660 \pm 15,98223^\circ$.



Obr. 6.9: Krabicový graf pro rozložení dat - kyčelní klouby

6.3.2 Test normality kyčelních kloubů pro měření bez únavy

```
stat = 0.801686, p = 0.015
```

```
Data nemají normální rozložení
```

Obr. 6.10: Výsledek testu normality dat - kyčelní klouby - bez únavy

H_0 : Data mají normální rozložení

H_1 : Data nemají normální rozložení

Na základě testu musíme nulovou hypotézu zamítnout a přijmout alternativní, tudíž data pro měření bez únavy nemají gaussovské rozložení.

6.3.3 Test normality kyčelních kloubů pro měření s únavou

```
stat = 0.685977, p = 0.001
```

```
Data nemají normální rozložení
```

Obr. 6.11: Výsledek testu normality dat - kyčelní klouby - s únavou

H_0 : Data mají normální rozložení

H_1 : Data nemají normální rozložení

Na základě testu musíme nulovou hypotézu zamítnout a přijmout alternativní, tudíž data pro měření s únavou nemají gaussovské rozložení.

6.3.4 Párový test

Byla použita funkce BoxCox, která dokáže transformovat neparametrická data na parametrická. Na základě tohoto předpokladu mohl být použit Studentův parametrický T-test, který se používá pro párová data.

```
Únava má vliv na změnu techniky
```

```
stat=  
6.567800840624566  
p =  
3.5984084150879545e-06
```

Obr. 6.12: Výsledek párového testu pro kyčelní klouby

H_0 : Únava nemá vliv na změnu techniky

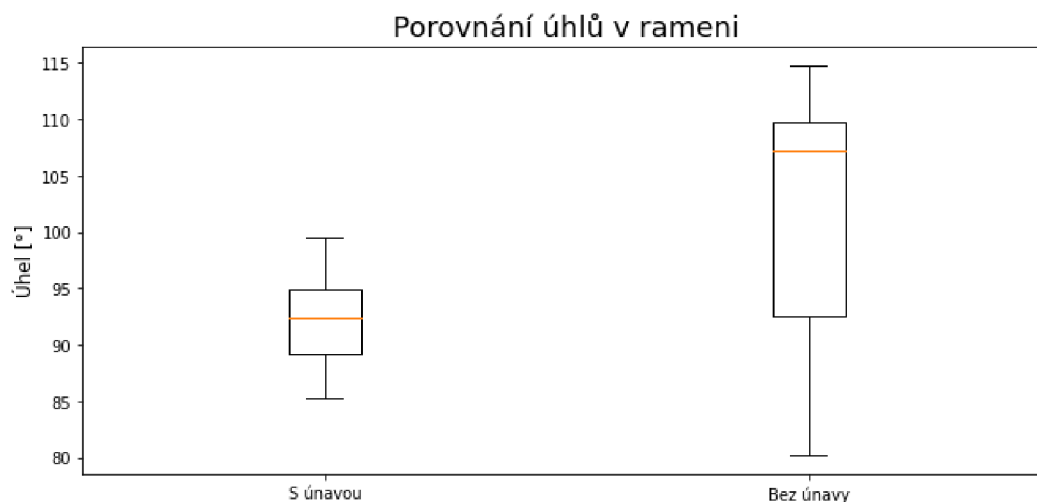
H_1 : Únava má vliv na změnu techniky

Byla přijata alternativní hypotéza, tudíž vliv únavy na provádění SQ je statisticky významný.

6.4 Střed ramenních kloubů

6.4.1 Boxplot pro ramenní klouby

Na základě tohoto grafu je možné vidět, že se nejspíše nebude jednat o normální rozdělení. Průměr se směrodatnou odchylkou pro měření bez únavy vyšel $101,38099 \pm 11,11216^\circ$. Pro měření s únavou $92,18351 \pm 4,29948^\circ$.



Obr. 6.13: Krabicový graf pro rozložení dat - ramenní klouby

6.4.2 Test normality ramenních kloubů pro měření bez únavy

$$\text{stat} = 0.883399, p = 0.143$$

Data mají normální rozložení

Obr. 6.14: Výsledek testu normality dat - ramenní klouby - bez únavy

H_0 : Data mají normální rozložení

H_1 : Data nemají normální rozložení

Na základě testu musíme nulovou hypotézu zamítnout a přijmout alternativní, tudíž data pro měření bez únavy nemají gaussovské rozložení.

6.4.3 Test normality ramenních kloubů pro měření s únavou

```
stat = 0.979875, p = 0.964
```

```
Data mají normální rozložení
```

Obr. 6.15: Výsledek testu normality dat - ramenní klouby - s únavou

H_0 : Data mají normální rozložení

H_1 : Data nemají normální rozložení

Na základě testu musíme nulovou hypotézu zamítnout a přijmout alternativní, tudíž data pro měření s únavou nemají gaussovské rozložení.

6.4.4 Párový test

Nebylo potřeba používat transformaci dat. Proto se dal bez problémů použít Studentův T-test pro párová data.

```
Únava má vliv na změnu techniky
```

```
stat=  
-2.3157835908115887  
p =  
0.03256968951275819
```

Obr. 6.16: Výsledek párového testu pro ramenní klouby

H_0 : Únava nemá vliv na změnu techniky

H_1 : Únava má vliv na změnu techniky

Byla přijata alternativní hypotéza, tudíž vliv únavy na provádění SQ je statisticky významný.

7 Diskuze

Na základě statistických testů byl potvrzen vliv únavy na provádění dřepu, což se dalo vypořádat i z boxplotů, které byly vykresleny v kapitole s výsledky. K tomuto závěru se také dalo dojít prostřednictvím porovnání průměrů a směrodatných odchylek všech kloubů.

Vlivem únavy došlo u KOL, KYC a RAM ke zmenšení úhlů FL ve spodní pozici dřepu. U KOT se únava projevila zvětšením FL, také se zde děl rozsah i pokles. Je to i logické, neboť KOT nemá tak velký rozsah pohybu jako ostatní klouby. Je možné si všimnout vzájemné korelace mezi úhly KYC a KOL, kdy se spolu tyto úhly zvyšují nebo zmenšují. Pro KOT platí inverzní vztah.

V tabulce A.1 a A.2, které se nachází v přílohách, je možné si všimnout, že u subjektů 4 a 7 došlo k tomu, že hodnoty úhlů KOL a KYC vyšly vyšší u měření s únavou než u měření bez únavy. Tento jev může být způsoben mnoha příčinami. Probandi při prvním měření mohli být unavení, a tudíž nepodali tak dobrý výkon, jaký by jistě podali po odpočinku. Jedná se o fyzicky velmi vytížené sportovce, u kterých se akumuluje únava v rámci tréninkového cyklu a právě tento faktor mohl mít vliv na výsledky měření. První měření mohlo působit jako tréninkový stimul, po kterém došlo ke zlepšení, kdy se mohla zlepšit intermuskulární a intramuskulární koordinace. [18]

Naopak u probanda číslo 2 došlo k podstatnému zhoršení vlivem únavy, za touto skutečností mohl stát stejný důvod, jako tomu bylo u probandů 4 a 7 v prvním měření. Proband byl více tréninkově vytížen než v měření prvním, což mělo za následek horší odolávání únavě, tudíž i proto došlo k tak velké změně.

Důležitým poznatkem je zmenšení hodnoty směrodatné odchylky u druhého měření s únavou. V průběhu sérií bez únavy došlo k větší změně úhlů z opakování na opakování, než tomu bylo u sérií, které byly prováděny s únavou. Důvodem tohoto jevu mohla být nutnost spolehnout se na efektivní provedení techniky SQ, díky čemuž budou zachovány dobré pákové poměry, které cvičenci pomohou k dokončení série. Tohoto jevu je možné si všimnout i mezi pokročilými sportovci, kteří vždy svoji techniku udržují. Naopak rekreační nebo méně zdatní sportovci nejsou schopni tak dobře odolávat externím vlivům, jako je právě únava nebo stres. Tyto vnější vlivy mohou kompenzovat zapojením jiného svalstva, než je u daného sportovního úkonu běžné. [18]

V práci Weeks et al byl také potvrzen vliv únavy na tělesné cvičení, kdy probandi prováděli dřepy na jedné noze a byli unavováni výpady. Biomechanika čelního SQ a SQ na jedné noze je značně odlišná. Flexe kyčelního kloubu se vlivem únavy zvětšila. [28]

Závěr

Hlavním cílem této práce bylo posoudit, zda má únava vliv na provádění cviků, či nikoliv. Práce pojednává o působení vlivu únavy na techniku fyzických cvičení, vybraným cvičením byl čelní SQ.

Byla přiblížena teorie pohybového a opěrného aparátu a s tím spojené pohyby v jednotlivých kloubech. V druhé části literární rešerše byla popsána technika provádění SQ a jeho dalších variant. V neposlední řadě princip pořizování fyzické aktivity člověka pomocí kinematické analýzy, který funguje na základě přijímání odražených infračervených záření.

Pro praktickou část byl navržen protokol měření. Testovanou skupinou byli aktivně sportující muži, kteří měli zkušenost se silovým tréninkem. Měření předcházelo nastavení celého systému SMART DX 6000 a kalibrace. V rámci přípravy na měření bylo potřeba umístit markery a instruktovat probanda ohledně postupu celého měření. Následovalo měření u něhož byla měřena jedna pracovní série čelních SQ o pěti opakováních. Pro měření s únavou byl proband unavován sériemi výstupů, které předcházely každé pracovní sérii.

Surová data byla zpracována v programovacím prostředí Matlab, díky čemuž mohly vzniknout hodnoty, které byly zpracovány do podoby vhodné pro statistické testování. Tyto hodnoty byly dále zpracovány v programovacím jazyce Python, který umožnil provedení statických testů a vykreslení grafů.

Mezi úhly KOL A KYC byly pozorována kladná korelace, naopak pro KOT byla tato korelace spíše záporná. Byly stanoveny hypotézy ohledně toho, zda dochází ke změně FL v kloubech. Tyto změny byly potvrzeny statistickými testy. Změna byla patrná i z krabicových grafů, ve kterých byly vykresleny měření s únavou i bez únavy. Byly přijaty alternativní hypotézy, které potvrdily změnu úhlů v kloubech. Došlo ke zmenšení FL segmentech KOL, KYC a RAM. U KOT došlo ke zvětšení FL.

Literatura

- [1] HANZLOVÁ, Jitka a Jan HEMZA. *anatomie pohybového ústrojí*. 2., dopl. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2009. ISBN 978-80-210-4937-6.
- [2] NOVOTNÝ, Ivan a Michal HRUŠKA. *Biologie člověka*. 6., upravené vydání. Praha: Fortuna, 2021. ISBN 978-80-7373-169-4.
- [3] HORSCHIG, Aaron a SONTANA Kevin. *Rebuilding Milo*. 1., vydání. Las Vegas: Victory Belt Publishing, 2021. ISBN-13: 978-1-628604-22-1.
- [4] [Páteř]. In: fyzioterapiepro.cz [online]. 14. února 2013 [cit. 2022-02-18]. Dostupné z: www.fyzioterapiepro.cz/stavba-patere/
- [5] [Hip]. In: orthoinfo.aaos.org [online]. [cit. 2022-02-18]. Dostupné z: <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/osteonecrosis-of-the-hip>
- [6] [Shoulder]. In: orthoinfo.aaos.org [online]. [cit. 2022-02-18]. Dostupné z: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/shoulder-joint-replacement/>
- [7] [Knee]. In: orthoinfo.aaos.org [online]. [cit. 2022-02-18]. Dostupné z: <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/arthritis-of-the-knee/>
- [8] [Ankle]. In: howtorelief.com [online]. [cit. 2022-02-18]. Dostupné z: <https://www.howtorelief.com/ankle-joint-anatomy-overview/>
- [9] COMFORT, Paul, Al STEWART, Laurence BLOOM a Ben CLARKSON. *Relationships Between Strength, Sprint, and Jump Performance in Well-Trained Youth Soccer Players*. Journal of Strength and Conditioning Research. 2014, 28(1), 173-177. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318291b8c7>
- [10] MADDIGAN, Meaghan E., Duane C. BUTTON, David G. BEHM a Ben CLARKSON. *Lower-Limb and Trunk Muscle Activation With Back Squats and Weighted Sled Apparatus*. Journal of Strength and Conditioning Research. 2014, 28(12), 3346-3353. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000697>
- [11] ESCAMILLA, RAFAEL F., GLENN S. FLEISIG, TRACY M. LOWRY, STEVEN W. BARRENTINE a JAMES R. ANDREWS. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine and*

- Science in Sports and Exercise. 2001, 33(6), 984-998. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/00005768-200106000-00019>
- [12] GULLETT, Jonathan C, Mark D TILLMAN, Gregory M GUTIERREZ, John W CHOW a JAMES R. ANDREWS. A Biomechanical *Comparison of Back and Front Squats in Healthy Trained Individuals*. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2009, 23(1), 284-292. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818546bb>
- [13] <https://breakingmuscle.com/fitness/how-to-use-the-front-squat-to-improve-str>
- [14] YAVUZ, Hasan Ulas, Deniz ERDAĞ, Arif Mithat AMCA a Serdar ARITAN. *Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads*. *Journal of Sports Sciences*. 2014, 33(10), 1058-1066. ISSN 0264-0414. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.984240>
- [15] *Journal of Strength and Conditioning Research*. 31. 2017. ISSN 1064-8011. Dostupné také z: <https://journals.lww.com/00124278-201709000-00033>
- [16] WRETENBERG, PER, YI FENG a ULF P. ARBORELIUS. *High- and low-bar squatting techniques during weight-training*. 1996, 28(2), 218-224. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/00005768-199602000-00010>
- [17] GLASSBROOK, Daniel J., Eric R. HELMS, Scott R. BROWN a Adam G. STOREY. *A Review of the Biomechanical Differences Between the High-Bar and Low-Bar Back-Squat*. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2017, 31(9), 2618-2634. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002007>
- [18] KALUS Jakub. *Moderní kondiční trénink*. 1., vydání. Brno: Jakub Gottvald, 2021. ISBN 978-80-905652-9-6.
- [19] NAGLE, Francis J., Bruno BALKE a John P. NAUGHTON. *Gradational step tests for assessing work capacity*. *Journal of Applied Physiology*. 1965, 20(4), 745-748. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/jappl.1965.20.4.745>
- [20] SYKES, Kevin a Alison ROBERTS. The Chester step test—a simple yet effective tool for the prediction of aerobic capacity. *Physiotherapy*. 2004, 90(4), 183-188. ISSN 00319406. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.physio.2004.03.008>

- [21] HUDEC, J. *Analýza chůze*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 57 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jiří Sekora.
- [22] KIRTLEY, Christopher. CHURCHILL LIVINGSTONE. *Clinical gait analysis: theory and practice*. New York: Elsevier, 2005. ISBN 04-431-0009-8 Dostupné z:
- [23] CORAZZA, S., L. MÜNDERMANN, A. M. CHAUDHARI, T. DEMATTIO, C. COBELLI a T. P. ANDRIACCHI. *A Markerless Motion Capture System to Study Musculoskeletal Biomechanics: Visual Hull and Simulated Annealing Approach*. Annals of Biomedical Engineering. 2006, 34(6), 1019-1029. ISSN 0090-6964. Dostupné z:<https://doi.org/10.1007/s10439-006-9122-8>
- [24] <https://www.qualisys.com/accessories/markers/>
- [25] <https://www.btsbioengineering.com/products/smart-dx-motion-capture/>
- [26] *BTS SMART-DX, Uživatelská příručka*. 2014. Číslo dokumentu:ERSDX-012114-00.
- [27] FRADKIN, Andrea J, Tsharni R ZAZRYN a James M SMOLIGA. *Effects of Warming-up on Physical Performance: A Systematic Review With Meta-analysis*. Journal of Strength and Conditioning Research. 2010, 24(1), 140-148. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c643a0>
- [28] Weeks, B.K., Carty, C.P. Horan, S.A. Effect of sex and fatigue on single leg squat kinematics in healthy young adults. BMC Musculoskelet Disord 16, 271 (2015). Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0739-3>
- [29] MATLAB. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/products/matlab.html>
- [30] BUTTERWORTH FILTR. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/butter.html#d123e9189>
- [31] FIND PEAKS. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/findpeaks.html>
- [32] MINK. Dostupné z: https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/mink.html?searchHighlight=mink&s_tid=srchtitle_mink_1

Seznam symbolů a zkratek

FL	Flexe
EX	Extenze
ER	Externí rotace(Vnější rotace)
IR	Interní rotace(Vnitřní rotace)
KOT	Hlezenní kloub
KOL	Kolenní kloub
KYC	Kyčelní kloub
RAM	Ramenní kloub
SQ	Squat(Dřep)

A První příloha

Proband č.	FL KOT [°]	FL KOL	FL KYC [°]	FL RAM [°]
1	83,10062	140,16808	128,53848	109,45988
2	81,22796	133,49	144,64078	80,24868
3	82,23998	121,23594	139,51272	95,82592
4	82,3076	83,69982	68,30296	110,44312
5	75,0285	141,2683	127,82414	114,77904
6	65,63622	134,8495	131,30546	87,45972
7	74,71116	96,73408	92,80314	107,813
8	77,4929	133,12936	122,2488	109,80712
9	80,5057	126,14468	131,5809	91,4756
10	82,97236	134,44278	124,11372	106,49782
Průměr	78,5223	124,516254	121,08711	101,38099
SD	5,234599402	18,26712625	21,92346371	11,11216727

Tab. A.1: Tabulka pro průměry všech probandů pro jednotlivé klouby - Měření bez únavy

Proband č.	FL KOT [°]	FL KOL [°]	FL KYC [°]	FL RAM [°]
1	82,02876	117,59436	116,22066	89,11792
2	84,6942	75,52564	66,75316	97,5772
3	81,95114	110,45706	126,42436	92,92386
4	84,46358	119,385	113,4707	99,5266
5	75,49808	117,38678	122,8288	95,39234
6	79,3248	110,76178	111,74458	89,43184
7	79,75476	118,30546	115,163	93,5108
8	78,86004	130,2437	119,3064	87,16368
9	80,70592	121,902	121,1009	91,86042
10	81,60596	105,51852	108,05352	85,33048
Průměr	80,88872	112,70803	112,10660	92,18351
SD	2,59121	13,98850	15,98223	4,29948

Tab. A.2: Tabulka pro průměry všech probandů pro jednotlivé klouby - Měření s únavou

Souhlas s účastí ve výzkumu a zpracováním osobních údajů

Informace o výzkumu

Název a adresa fakulty: Centrum sportovních aktivit; Technická 2896/2, 616 69 Brno

Jméno a kontakt na studenta: Matěj Smetana, 210063@vutbr.cz, 731729674

Jméno, název katedry a kontakt školitele: Mgr. Richard Adamík, CESA VUT v Brně, Richard.Adamik@vut.cz, +420 54114 3482.

Název studentské výzkumné práce: SLEDOVÁNÍ VLIVU ÚNAVY NA KVALITU TECHNIKY
VYBRANÝCH TĚLESNÝCH CVIČENÍ PROSTŘEDNICTVÍM 3D KINEMATICKÉ ANALÝZY.

Cíl výzkumu: Cílem této bakalářské práce je posouzení vlivu únavy na provádění tělesné aktivity.

Podrobný popis způsobu zapojení zkoumaných osob do výzkumu:

Osoby budou provádět 3 série dřepů v jednom měření, tyto měření proběhnou dvě. Jedno měření je bez únavy a druhé s únavou, vyvolávání únavy je způsobeno výstupy na box

Případná rizika poškození zdraví zkoumaných osob a způsob minimalizace těchto rizik:

Hrozí riziko podřetí těla činkou, v nejhorším případě by hrozilo natažení nebo přetržení některého ze svalů, ale toto riziko je velice malé, protože proband je dobře rozcvičený, a po čas celého měření je jištěn dvěma dalšími odbornými pracovníky, kteří by činku dali zpět do stojanu.

Náhodný nález: Vyšetření probíhá za účelem vědeckého výzkumu. Účelem vyšetření není poskytování zdravotních služeb nebo zjišťování Vašeho zdravotního stavu. Sesbíraná data nebude vyhodnocovat lékař, ale vědecký pracovník. V případě, že by vědecký pracovník pojal podezření na možné zdravotní komplikace, máte právo být o tomto podezření informován/a a následně podezření konzultovat s lékařem. Prosím zde uveďte své kontaktní údaje, na které Vám případně můžeme oznámit své případné podezření. V případě, že si nepřejete být informován, nechte tuto kolonku nevyplněnou.

Adresa:

Email:

Telefon:

Způsob zpracování výsledků výzkumu, jejich publikace a zejména ochrany osobních údajů

zkoumaných osob: S Vašimi osobními údaji bude nakládáno jako s přísně důvěrnými podle zásad pro ochranu osobních údajů, v souladu s platnými právními předpisy České republiky a Evropské unie. K Vašim osobním údajům budou mít přístup pouze pověřené vědecké pracovníky – účastníci se této studie. Tyto osoby jsou povinny zajišťovat a zachovávat důvěrnost Vašich osobních údajů. Uvedené osoby Vás budou na Vaši žádost informovat, které údaje o Vás shromažďují a za jakým účelem. Máte právo nahlížet do záznamů vedených o Vaší osobě.

Dobrovolnost zapojení zkoumané osoby do výzkumu a možnost, kdykoliv bez udání důvodu výzkum opustit: Vaše účast ve výzkumu je dobrovolná, výzkum můžete kdykoliv, bez uvedení důvodu, opustit, aniž by to řešitelé výzkumu vnímali jako nepříjemnost.

Prohlášení a souhlas účastníků s jejich zapojením do výzkumu

Souhlasím s účastí v uvedeném výzkumném projektu: SLEDOVÁNÍ VLIVU ÚNAVY NA KVALITU TECHNIKY VYBRANÝCH TĚLESNÝCH CVIČENÍ PROSTŘEDNICTVÍM 3D KINEMATICKÉ ANALÝZY.

Souhlasím s výše uvedeným zpracováním osobních údajů pro výzkumné účely.

Jméno, příjmení a datum narození:

Podpis:

V dne:

Za řešitelský tým:

Jméno a příjmení: Podpis:

V dne:

Jeden výtisk tohoto souhlasu obdrží účastník a jeden si ponechá výzkumník.