

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Reliabilita měření izometrické a izokinetické síly ve  
flexi a extenzi kolenního kloubu**

*Diplomová práce*

*Vedoucí diplomové práce:*

**Mgr. Barbora Strejcová**

*Autor práce:*

**Bc. Miroslav Kadlec**

**Praha, září 2011**

**Prohlášení:**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil literaturu v seznamu literatury, který je v práci uveden.

Souhlasím, aby práce byla uložena na Karlově univerzitě v Praze v knihovně Fakulty tělesné výchovy a sportu a zpřístupněna ke studijním účelům.

.....

podpis

## Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

**Poděkování:**

Děkuji za cenné rady a odborné vedení paní Mgr. Barboře Strejcové za pomoc a rady při měření a testování probandů.

Její pomoc mi byla velkým přínosem a umožnila mi vypracovat diplomovou práci a zkvalitnit její úroveň.

## Abstrakt

**Název:** Reliabilita měření izometrické a izokinetické síly ve flexi a extenzi kolenního kloubu

**Cíle:** Cílem práce bylo porovnat reliabilitu měření izokinetické a izometrické síly při flexi a extenzi v kolenním kloubu

**Metody:** Ve své práci jsem použil koeficient vnitrotřídní korelace (intraclass correlation coefficient, ICC) a Pearsonovým korelační koeficient (interclass coefficient of correlation).

**Výsledky:** Ve své práci jsem zjistil, že velikost reliability měřené na izokinetickém a izometrickém dynamometru můžeme řadit mezi vysoké, střední chyba reliability měření závisí na poloze účastníka při měření. Dále jsem zjistil, že reliabilita měření maximální síly byla větší při použití izokinetického dynamometru nežli v případě izometrického dynamometru.

**Klíčová slova:** reliabilita, vnitrotřídní korelační koeficient, izometrický dynamometr, maximální izometrická síla, izokinetický dynamometr, síla v kolenním kloubu, Cybex Humac Norm

## **Abstract**

**Title:** Reliability of isometric and isokinetic strength testing in the knee flexion and extension

**Objectives:** To compare the reliability of isometric and isokinetic testing of the knee strength in flexion and extension

**Methods:** I used intraclass correlation coefficient and Pearson's correlation coefficient.

**Results:** I have discovered that the reliability measured on isokinetic and isometric dynamometer is high. Furthermore the reliability of the maximum strength measurement was higher with-using the isokinetic dynamometer.

**Keywords:** reliability, intraclass correlation coefficient, isometric dynamometry, maximal isometric strength, isokinetic dynamometry, knee strength, Cybex Humac Norm

# OBSAH

Úvod	9
Seznam použitých veličin	10 - 11
I. TEORETICKÁ VÝCHODISKA	
1. Dělení svalové síly	12 - 13
2. Diagnostika	14 - 15
2.1. Svalový výkon	14
2.1.1. Diagnostika svalového výkonu	14 - 15
3. Měření síly	15
3.1. Metoda postupného přidávání zátěže	15
3.2. Metoda maximálního opakování	15
3.3. Maximální izometrická kontrakce	16
3.4. Měření síly v izokinetickém režimu	17 - 19
3.5. Měření parametrů síly při cvičení se závažím	19 - 20
4. Izokinetika	22 – 23
5. Druhy svalových vláken	23 – 24
6. Stavba svalu	24 – 29
7. Svalová vlákna	
7.1. Vlákna I typu = pomalá (oxidativní )	29
7.2. Vlákna II typu = rychlá	30 – 32
8. Energetický systémy lidského těla	32 - 36

9.	Základní činitelé svalové síly	
9.1.	Intramuskulární koordinace	37
9.2.	Intramuskulární synchronizace	37
9.3.	Úroveň energetické zásoby	38
10.	Svaly zapojené při extenzi a flexi kolenního kloubu	39 – 40
11.	Anatomie zapojených svalů	40 - 41

## II. PRAKTICKÁ ČÁST

12.	Metodika	42
13.	Výzkumný soubor	43 - 44
14.	Protokol	44 – 46
15.	Popis a technika cviku – CybexHumacNorm	46 – 47
16.	Vyhodnocení výsledků	47
16.1.	Volba metod	47
16.2.	Vzorce	48
17.	Výsledky	49 – 54
18.	Diskuze	54 – 57
	Závěr	58
	Seznam literatury	59 - 62



## Úvod

V současné době se stále více studií zabývá reliabilitou měření izokinetické síly. Reliabilita patří k základním vlastnostem testovacích procedur. Při testování jedinců na izokinetických a izometrických dynamometrech, často dochází k nepřesnému nebo chybnému měření, proto se ve své práci zabývám metodami a přístroji, které pomohou k přesnějšímu měření izometrické a izokinetické síly a eliminaci jejich chyb.

Nejčastěji se setkáváme s koeficientem vnitrotřídní korelace též intraclass correlation coefficient, ICC a Pearsonovým korelačním koeficientem  $r$ , který je také označován jako interclass coefficient of correlation. Oba tyto koeficienty se od sebe liší podle počtu testujících a testovaných, typu testovacích procedur. Pearsonův koeficient  $r$  lze použít pouze při dvou měřeních, není citlivý na změny průměrů mezi pokusy a není ani citlivý na homogenitu skupiny (Baumgartner, 2000; Thomas and Nelson, 1996).

ICC může zahrnovat změny průměrů, chyby náhodné motivace, únavy, načasování i ostatní okolnosti působící při měření. ICC je vhodné využívat v případech, kdy se jedná o malý heterogenní vzorek.

Jedná li se o měření silových schopností prostřednictvím izokinetických dynamometrů, lze reliabilitu jednotlivých testů porovnávat na základě velikosti jejich korelačních koeficientů, Pearsonova koeficientu reliability a vnitrotřídního korelačního koeficientu ( $r$ , ICC) s přihlédnutím na velikost a charakteristiku skupiny. Velikost obou koeficientů, střední chyba měření závisí na věku jedinců, na jejich pohlaví, psychickém stavu, zkušenosti s testováním, na použitém dynamometru.

Cílem mé práce bylo určit velikost reliability měření izokinetické síly v kolenním kloubu (KK) při úhlových rychlostech 60°/s (5 opakování) a při rychlosti 180°/s (15 opakování).

## Seznam použitých veličin

**Síla** – je vektorová veličina. Značí se písmenem  $F$ . Účinek síly na těleso závisí na velikosti síly, na jejím směru a také na poloze, jejího působíště. Nahrazujeme li těleso hmotným bodem, je působíště síly v tomto bodě (Bednařík, Šíroká, Bujok, 1997).

**Maximální síla** – největší síla, kterou je schopen vyvinout nervosvalový systém při maximální volní kontrakci (Harre, Letzelter, 1986).

**Explozivní síla** – schopnost dosáhnout maximálního zrychlení v závěrečné fázi pohybu (Měkota, Novosad, 2005).

**Reaktivní síla** – umožňuje svalový výkon, při kterém se uplatňuje cyklus protažení a následného zkrácení svalu, a který vyvolá zvýšení silového impulsu. Jeho velikost je závislá na úrovni maximální síly, rychlosti svalového stahu a elasticity svalu (Měkota, Novosad, 2005).

**Silová schopnost** – je kondičním základem pro svalový výkon vyžadující nasazení síly, jejíž hodnota se pohybuje kolem 30% individuálně realizovatelného maxima. Tuto hodnotu lze označit jako základní běžně využívaný silový potenciál (Měkota, Novosad, 2005).

**Rychlost** – je to vektorová veličina. Značí se písmenem  $v$ . Okamžitá rychlost  $v$  hmotného bodu v čase  $t$ , kdy je hmotný bod v bodě  $A$ , je dána podílem, přičemž předpokládáme, že  $t$  je velmi malé (Bednařík, Šíroká, Bujok, 1997).

**Rychlostní schopnost** – pohybová schopnost konat krátkodobou pohybovou činnost – do 20s – v daných podmínkách (konstantní dráha nebo čas bez odporu nebo s malým odporem) co nejrychleji (Choutka, 1987).

**Výkon** – značí se písmenem **P**. Okamžitý výkon se rovná součinu velikosti síly působící na těleso a okamžité rychlosti tělesa (Bednařík, Široká, Bujok, 1997).

$$P = F \cdot v$$

**Svalový výkon** – svalovým výkonem je myšlena produkce síly a rychlosti svalovým zkrácením (Hall, 2003).

$$P = \frac{E}{t} = F \cdot \frac{s}{t} = F \cdot v = F \cdot \omega \cdot r = M \cdot \omega$$

## **Teoretická východiska**

### **1. Dělení svalové síly:**

Podle převládajícího způsobu činnosti zapojených svalových skupin, tedy podle druhu svalové kontrakce lze provést základní rozdělení síly na sílu statickou a dynamickou (Měkota, Novosad; 2005).

**Statická síla** – může být chápána jako síla, kterou může vyvinout svalová skupina proti pevnému odporu. Je to tedy schopnost vyvinout maximální tah (tlak, stisk,...) proti fixovanému objektu, při měření proti dynamometru (tenzometru). Při svalové činnosti nedochází k pohybu, nemění se délka, pouze napětí svalů, režim svalové kontrakce je izometrický (Měkota, Blahuš; 1983).

**Dynamická síla** – může být vymezena jako síla, kterou může svalová skupina vyvinout proti odporu v průběhu určitého pohybu. Projevuje se jako schopnost přemístit břemeno o velké až maximální hmotnosti pohybem v určitých kloubech, přičemž rozsah pohybu i polohy těla jsou stanoveny. Při svalové činnosti tedy dochází k pohybu, délka svalů se zkracuje (prodlužuje), režim svalové práce je izotonický nebo auxonický, při podpůrné izometrické kontrakci jiných svalových skupin. Projev může být jednorázový nebo opakovaný (Měkota, Blahuš; 1983).

Podle současné úrovně poznatků lze přijmout podle vnějšího projevu, způsobu uvolňování energie nebo podle způsobu využití svalové práce při specifických pohybových činnostech, členění silových schopností na:

- rychlou sílu
- reaktivní sílu
- vytrvalostní sílu
- maximální sílu

Než provedeme rozbor jednotlivých druhů silových schopností, je třeba poukázat na skutečnost, že stupeň vzájemné závislosti mezi maximální silou, rychlou silou, reaktivní silou vytrvalostní silou je různý. Rychlá, reaktivní i vytrvalostní síla jsou ve velké míře závislé na velikosti silového potenciálu – maximální síle a jsou proto úrovní maximální síly hierarchicky podřízeny. Mezi rychlou a reaktivní silou je naopak velmi úzká spojitost (Měkota, Novosad; 2005).

**Maximální síla** - je největší síla, kterou je schopen vyvinout nervosvalový systém při maximální volní kontrakci (Harre; 1986).

**Maximální koncentrická síla** - je hraniční velikost zátěže, kterou je schopen sportovec překonat při jednom opakování (Měkota, Novosad; 2005).

**Rychlá síla** - je schopnost nervosvalového systému dosáhnout co největšího silového impulsu v časovém intervalu, ve kterém se musí pohyb realizovat (Měkota, Novosad; 2005).

**Reaktivní síla** - umožňuje svalový výkon, při kterém se uplatňuje cyklus protažení a následného zkrácení svalu, a který vyvolá zvýšení silového impulsu. Jeho velikost je závislá na úrovni maximální síly, rychlosti svalového stahu a elasticitě svalu (Měkota, Novosad; 2005).

**Vytrvalostní síla** - je schopnost mnohonásobně překonávat odpor opakovaním pohybu v daných podmínkách nebo dlouhodobě odpor udržovat (Choutka, Dovalil; 1987).

## 2. Diagnostika

### 2.1. Svalový výkon – je ovlivněn mnoha faktory:

- specializací sportovce
- typem svalových vláken
- délkou svalových vláken
- fyziologickým průřezem svalů
- svalovou hmotou
- úhlem připojení svalových vláken na šlachu
- vnitrosvalovou koordinací
- metabolismem
- únavou svalu

#### 2.1.1. Diagnostika svalového výkonu

K diagnostikování svalového výkonu se užívá:

**Metoda přímá** – měření využívá systém kinematické analýzy Qualysis, pro měření rychlosti pohybu a dynamometrickou plošinou AMTI, pro přímé měření síly. Výhodou přímé metody je přesnější měření výstupního svalového výkonu.

**Metoda nepřímá** – je výhodná pro použitelnost v reálných tréninkových podmínkách.

#### **Diagnostika svalové síly**

Diagnostika síly má mimořádný význam i v oblasti rehabilitace, kde se používá na kvantifikaci funkčního deficitu a objektivizaci účinku rehabilitačního procesu. V současnosti se při měření silových parametrů používá několik postupů (Hamar, 2001).

## **Testování silových schopností**

V oblasti sportovního tréninku představuje posuzování síly jako jeden ze základních pohybových schopností důležitou složku diagnostiky trénovanosti (Hamar, 2001).

### **3. Měření síly**

#### **3.1. Metoda postupného přidávání zátěže**

- zkratka 1RM (z angl. Onerepetition maximum)
  - výsledkem je hmotnost poslední překonané zátěže v kg
  - doba odpočinku je minimálně 3minuty mezi pokusy
  - velikost přidávání zátěže
  - výchozí poloha je z napnutých paží
  - doba testování je od 1 do 15 minut, dle počtu pokusů potřebných k dosažení vrcholu
  - vhodnost od 20 do 45 let
- (Zatsiorsky, Kraemer, 2006)

#### **3.2. Metoda maximálního opakování**

Mírou síly při této metodě bývá nejvyšší hmotnost záva, které je testovaný jedinec schopný překonat svalovými skupinami, vykonávajícími daný pohyb, např. dřep nebo tlak na lavičce.

Tato jednoduchá, často využívaná metoda má z hlediska moderních poznatků z biomechaniky a fyziologie svalové činnosti mnohé nedostatky. Ve skutečnosti síla, kterou sval při kontrakci vyvíjí, závisí na celé řadě faktorů.

Uplatňuje se tu nejen rychlost kontrakce, ale i její charakter (aktivní zkracování a excentrické brzdění) a poloha, resp. stupeň zkrácení pracujících svalů.

Nejvíce je zřejmé, že při skutečných pohybech částí těla se síly kontrakce svalových skupin nebudou shodovat se silami v místě jejich

působení, resp. měření. V konečném důsledku závisí od biomechanických podmínek konkrétního pohybu, tj. od pákových mechanismů a rozkladu sil, které se v průběhu pohybu neustále mění.

Z toho hlediska představuje síla naměřená metodou maximálního opakování hodnotu, kterou je jedinec schopný překonat při aktivní koncentrické kontrakci v biomechanicky nejvýhodnější poloze vzdálené na působení pák při testovaném pohybu. Při tlaku na lavičce to bývá přibližně ve středu mezi spodní a horní polohou. V jiných polohách je sval schopný vyvinout vyšší sílu (projeví se to zpravidla zrychlením pohybu), o které však při používání uvedené metody nemáme informace. Podobně prakticky nemáme údaje dalším z důležitých parametrů, a to rychlosti vykonávaného pohybu. Z teoretického hlediska, ale i praktického hlediska neposkytují takto naměřené hodnoty úplnou informaci (Hamar, 2001).

### **3.3. Maximální izometrická kontrakce**

Další možnost představuje registrace maximální izometrické síly pomocí tenzometrů různé konstrukce. V praxi se nejčastěji používají tenzometry mechanické (pružinové) nebo elektromechanické. Známý je jednoduchý ruční dynamometr na měření síly stisku ruky, který se v tělovýchovně lékařské praxi používá na orientační posuzování silových schopností. Vychází se při tom z více souvislostí. Takové posouzení silových schopností je jenom velmi přibližné a má orientační charakter. Pro přesnější diagnostiku je potřebné používat náročnější metody.

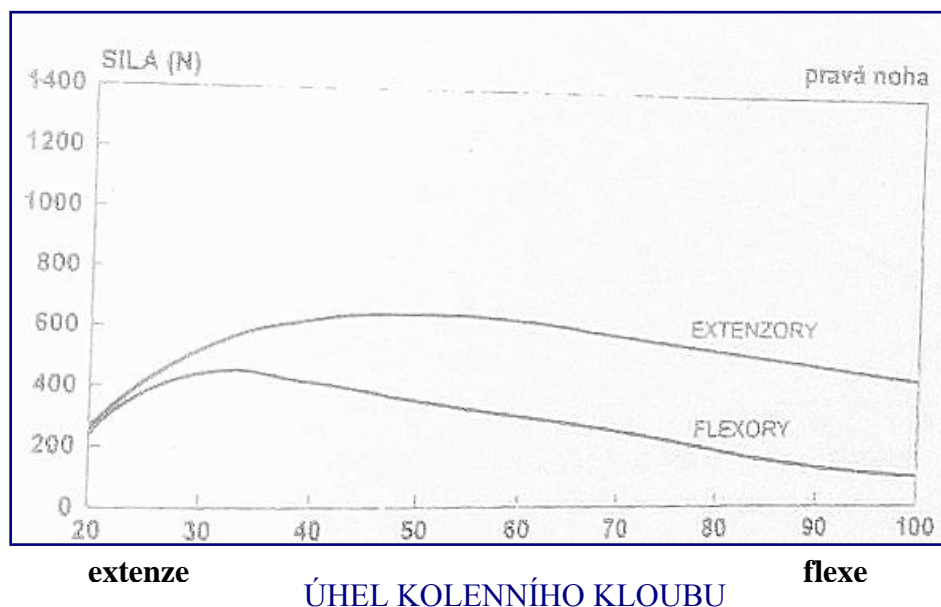
S využitím jednoduchých dynamometrů je možná i registrace síly různých svalových skupin v přesně definovaných polohách, avšak při statické izometrické kontrakci. I tak je možné na speciálně upraveném stole změřit sílu hlavních svalových skupin jako např. ohýbače předloktí nebo trupu.

Ve skutečnosti se však při většině sportovních výkonů vyžaduje působení síly při vyšších rychlostech pohybu, takže měření síly v izometrickém režimu při nulové rychlosti neposkytuje o silových



schopnostech dostatečně specifické informace viz graf č. 1 (Hamar, 2001).

**Graf č. 1** Průběh síly koncentrické kontrakce flexorů a extenzorů kolenního kloubu při rychlosti 10°/s (Hamar, 2001)



### 3.4. Měření síly v izokinetickém režimu

Moderní postup při posuzování silových schopností představuje využívání počítačem řízený trenážer. Měří nejen ve chvíli aktivního zkrácení (koncentrické kontrakce), ale na některých zařízeních i ve chvíli brždění (excentrické kontrakci).

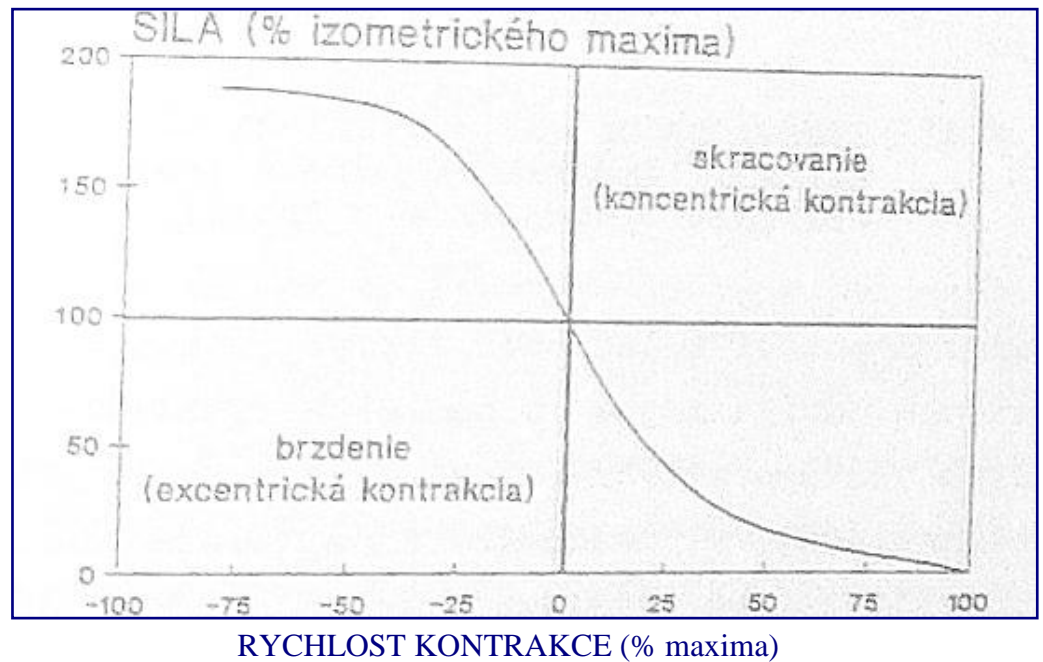
Vyšetření na počítači řízeném izokinetickým trenážerem je možné uvést průběh síly kontrakce extenzorů a flexorů kolenního kloubu v celém rozsahu pohybu při rychlosti 10 až 210 stupňů za sekundu při koncentrické a excentrické kontrakci.

Z grafu č. 4 je vidět větší síla přitahovačů v porovnání s ohýbači, nižší síla při vyšší rychlosti kontrakce a všeobecně vyšší síla při excentrické (brzdící) než při koncentrické kontrakci.

Z hlediska posuzování silových schopností, jako předpoklad pro sportovní výkon, jsou zajímavé hodnoty při vyšších rychlostech, které se blíží rychlosti pohybu při konkrétní sportovní disciplíně (Hamar, 2001).

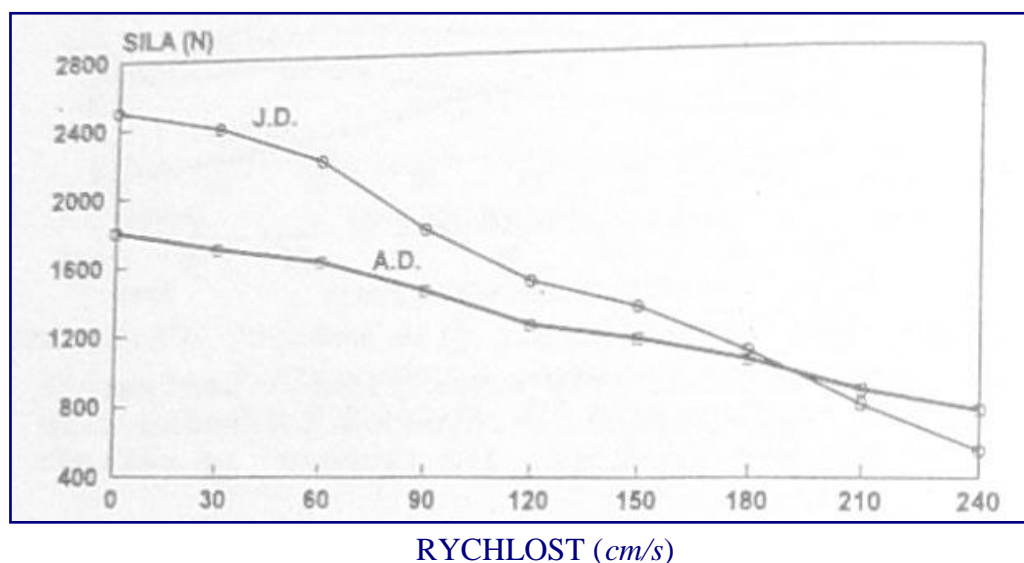
Všeobecně platí, že při koncentrické kontrakci se zvyšováním rychlosti pohybu snižuje síla, kterou je sval schopný vyvinout. Tato závislost se označuje jako tzv. Hillova křivka. viz graf č. 2

**Graf č. 2** Závislost síly na rychlosti koncentrické a excentrické kontrakce (Hillova křivka) (Hamar, 2001)



V individuálních případech mohou být poměrně výrazné rozdíly ve schopnostech vyvíjet sílu při statické či pomalé a rychlé svalové kontrakci. Dobré silové hodnoty při statické kontrakci automaticky neznamenají dobrou výbušnou sílu. Dva jedinci se stejnými hodnotami izometrické síly se mohou značně lišit v síle, kterou jsou schopni vyvinout při vyšších rychlostech. Jedinec, schopný uplatnit sílu i při vyšších rychlostech kontrakce je z hlediska předpokladu výkonu ve sportovních disciplínách, kde se uplatňuje výbušná síla je vhodnějším kandidátem jako jedinec, u kterého je maximální síla při vyšších rychlostech nižší viz graf č. 3 (Hamar, 2001).

**Graf č. 3** Individuální Hillova křivka koncentrické kontrakce dvou jedinců při dřepu (Hamar, 2001)



Úroveň schopností uplatňovat silové schopnosti při vyšších úhlových rychlostech souvisí zejména s podílem rychlých svalových vláken (více svalových vláken vytváří předpoklady pro vyšší sílu i při rychlých kontrakcích), v nezanedbatelné míře se tu uplatňuje i specifika posilovacího tréninku. Statické či pomalé cviky stimulují především rozvoj síly izometrické kontrakce (hrubá síla), dynamické cviky zase sílu při vyšších rychlostech kontrakce (dynamickou nebo výbušnou sílu) (Hamar, 2001).

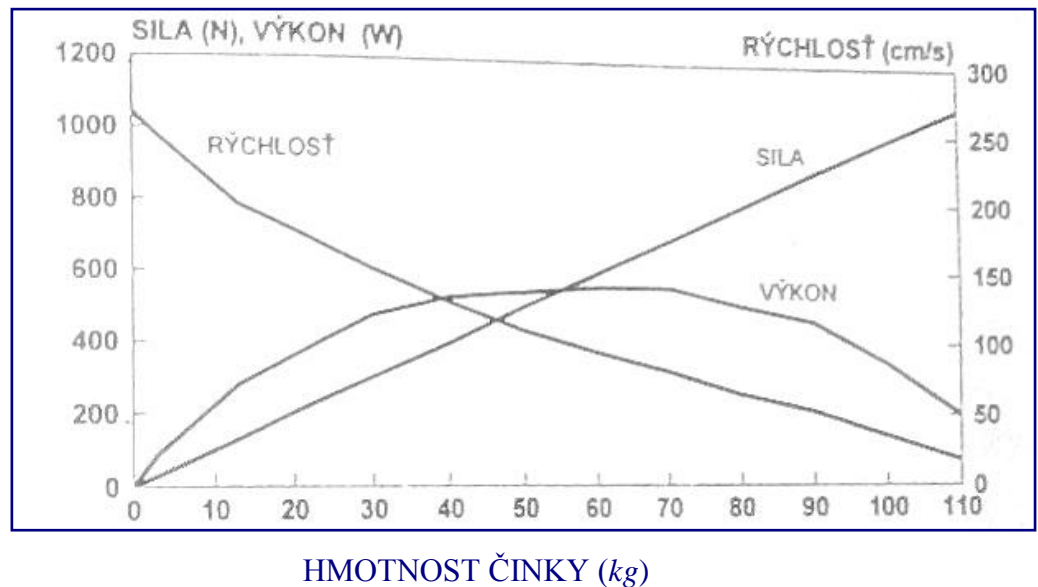
### 3.5. Měření parametrů síly při cvičení se závažím

Další možností posuzování silových schopností představuje monitorování základních parametrů, tj. síly, rychlosti, výkonu a polohy při cvičeních vykonávaných s klasickými činkami nebo na posilovacích strojích. Využívají se zařízení pozastavující se za snímači síly (např. dynamometrická plošina) a rychlosti, AD-převodníky, počítače se speciálním programem.

Okamžité hodnoty síly při cvičení s činkami je možné zjišťovat i nepřímou. Při známé hmotnosti činky stačí určovat zrychlení (přímo pomocí akcelerometru nebo derivací rychlosti). Z těchto dvou veličin podle Newtonova zákona lze vypočítat okamžitou sílu.

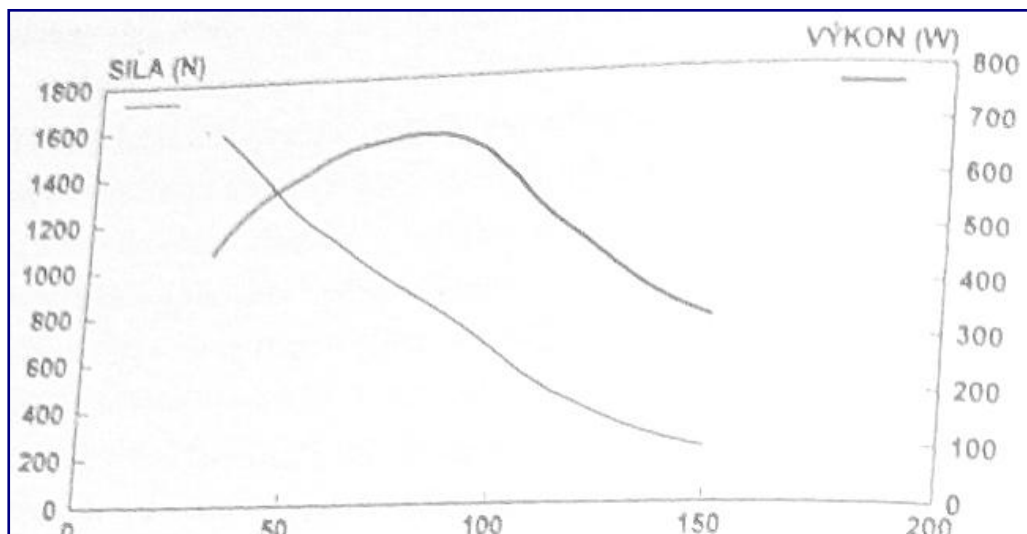
Vykonáním série pokusů s různými váhami činky od nejnižších až po subjektivní maximum (vždy s maximálním úsilím), umožňuje zkonstruovat individuální křivku v závislosti průměrné síly, rychlosti a výkonu od hmotnosti činky viz graf č. 4 (Hamar, 2001).

**Graf č. 4** Síla, rychlost a výkon při tlaku na lavičce vykonávaného s maximálním úsilím s různými hmotnostmi činky



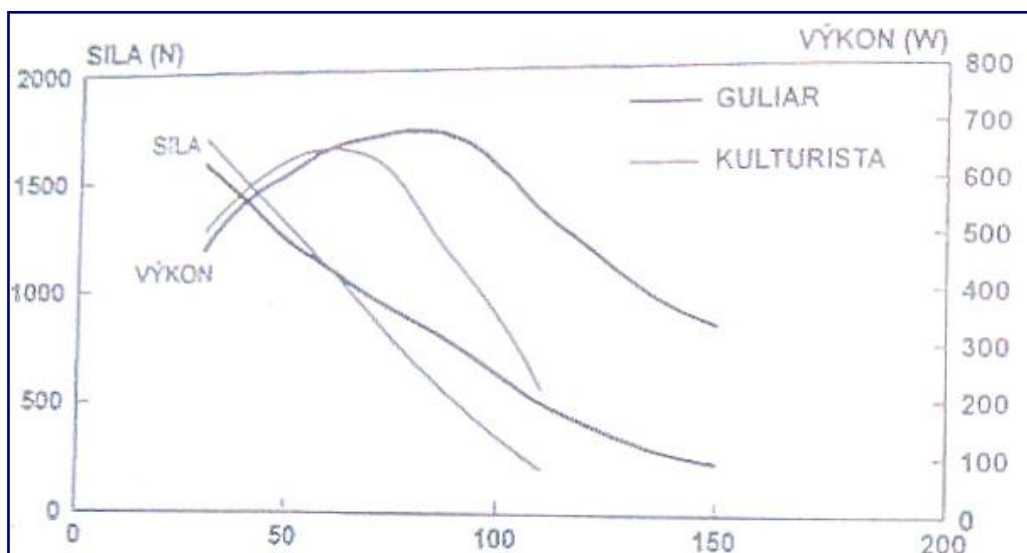
Z praktického hlediska je zajímavá závislost síly a výkonu od rychlosti kontrakce, kterou můžeme vytvořit z dat na dalším grafu č. 5. Křivka rychlost/síla je vyjádřením klasického Hillova vztahu, podle kterého síla klesá s rychlostí kontrakce. Pro výkon je typický postupný nárůst se zvyšující se rychlostí a po dosažení maxima při přibližné rychlosti i síle zase postupný pokles (Hamar, 2001).

**Graf č. 5** Graf závislosti síly a výkonu na rychlosti pohybu při tlaku na lavičce (cm/s)



Jako diagnostické kritérium z hlediska rychlostně-silových disciplín jsou důležité síla a výkon, kterých je testovaný jedinec schopný dosáhnout při vysokých rychlostech svalové kontrakce. V podmínkách, které se blíží uplatňování silových schopností při konkrétním výkonu, např. vrhu, odrazu, úderu apod. viz graf č. 6.

**Graf č. 6** Individuální křivka závislosti síly a výkonu na rychlosti pohybu při tlaku na lavičce u dvou jedinců (kulturista a koulař) (cm/s)



Graf číslo 6 znázorňuje křivky dvou jedinců, kulturisty a vrhače. Přibližně 25% rozdílu v maximální síle určované klasickým způsobem (metoda maximálního opakování). Dosahovali rozdíly v síle a výkonu, který byli oba schopni vyvinout při vyšších rychlostech podstatně vyšší a v případě výkonu dosahovali téměř 300%. Takový diagnostický postup odhaluje specifické adaptační změny mechanismů, které se rozhodující mírou podílejí na rychlostně silovém výkonu. Zajímavý je průběh křivky rychlost/výkon, který v oblasti vysoké rychlosti svalové kontrakce vykazuje do značné míry atypických průběhů, tj. nárůst na místo očekávaného poklesu, běžného u normálních jedinců.

Schopnost vrhače produkovat maximální výkon při vyšších rychlostech jako např. kulturista, je v dobré shodě se specifickými nároky jeho disciplíny (silové působení na 7,257 kg těžkou kouli při vysokých rychlostech pohybu). Je zřejmě podmíněna specifickými adaptačními změnami, které jsou odrazem používání specifických tréninkových prostředků (Hamar, 2001).

#### **4. Izokinetika**

Izokinetika se vztahuje ke svalové činnosti prováděné při konstantní úhlové rychlosti končetiny. Na rozdíl od jiných typů cvičení se zátěží, není tam žádný zvláštní odpor k překonání, a rychlost pohybu je zde spíše řízena. Začátek každého pohybu začíná zrychlením z 0 stupňů za sekundu, až je dosaženo nastavené rychlosti pohybu. Další zrychlení není možné, protože všechny síly působí proti odporu zařízení, výsledkem je stejná reakční síla.

Zrcadlem reakční síly je síla působící na zařízení, v celém rozsahu pohybu cvičení, až do zpomalení, které nastává na konci rozsahu pohybu. Tak je teoreticky možné pro svaly vyvíjet neustálou, maximální sílu v celém rozsahu pohybu s výjimkou případů, kdy dojde ke zrychlení na začátku a zpomalení na konci pohybu.

Většina izokinetické vybavení používané v odporovém tréninku, umožňuje soustředit se zejména na koncentrickou sílu. Některá izokinetická zařízení umožňují měřit zvláště účinky koncentrické kontrakce, tak jen účinky excentrické kontrakce a nebo jejich společné působení ( například stejné cvičení lze měřit v koncentrickém režimu s následným excentrickým režimem).

Po krátkodobém působení koncentricko-excentrického izokinetického tréninku (9 týdnů) ukázaly výsledky testů významný nárůst koncentrické síly, ale žádný nárůst excentrické síly (Caruso et al., 1997). Mezi výhody izokinetického tréninku patří schopnost vyvinout maximální sílu při velkém rozsahu pohybu, a to u převážné většiny cvičení. Další výhodou je také schopnost trénovat přes široký rozsah pohybu s minimální bolestivostí svalů a kloubů. Hlavní kritika tohoto typu tréninku je to, že izokinetická svalová akce neexistuje v reálném světě, proto je otázka využití izokinetického tréninku pro každodenní život a sport diskutabilní (Fleck, Kraemer, 2004).

## 5. Druhy svalových vláken



**Obrázek č. 1** Druhy svalových vláken (Čihák, 2001)

**A) Svalstvo hladké** – je evolučně původnější, často je jediným typem svalové tkáně v tělech bezobratlých. U savců je přítomna pouze jako vůlí neovladatelná svalovina stěn cév, trávicí trubice, vývodů žláz, dělohy, svalů jako je vzpřimovač chlupů nebo svaly duhovky oka. Na podnět reaguje pomaleji než příčně pruhovaný sval. Hladká svalovina není tvořena vlákny. Tvoří ji samostatné buňky větvenovitého tvaru, v jejichž cytoplazmě nejsou uspořádané myofibrily, tak jako u příčně pruhovaného svalu a nelze mikroskopem pozorovat příčné žíhání.

**B) Svalstvo příčně pruhované** – kosterní svalstvo je tvořeno příčně pruhovanou svalovinou, obvykle se upíná ke kostem. Lze jej ovládat vůlí a umožňuje tělu pohyb (jazyk, bránice, svaly hlavy, svaly končetin atd.). Tvoří ho dlouhá vlákna až (až 30 cm), tvořené jednou mnohjadernou buňkou (*rhabdomyocytem*).

Kosterní sval je tvořen kromě svalové tkáně mnoha specializovanými vazivovými útvary, které usnadňují a umožňují jeho funkci.

**C) Svalstvo srdeční** - srdeční svalovina se stavbou podobá příčně pruhované svalovině, vlákna nejsou tak dlouhá a jsou uspořádaná ve více směrech. Toto svalstvo nelze ovládat vůlí, tvoří téměř celou srdeční stěnu (Čihák, 2001).

## 6. Stavba svalu

**Stažlivost** je obecnou vlastností živé hmoty. Vlastnost je společná všem buňkám, je vystupňována u svalové tkáně, která svojí stažlivostí generuje sílu.



Pro každý pohyb, jsou klíčové tyto čtyři vlastnosti svalové tkáně:

- **excitabilita** = schopnost svalové tkáně přijímat podněty a odpovídat na ně
- **kontraktilita** = schopnost generovat sílu a pohyb zkrácením
- **extenzibilita** = schopnost svalové tkáně „být protažena“
- **elastická** = schopnost svalové tkáně „vrátit se“ do původního stavu, ve kterém se nacházela před smrštěním nebo protažením

Lidské tělo obsahuje asi 660 svalů. Tvoří ho ze 70% voda a z 20% proteiny. Základní stavební jednotkou jsou svalová vlákna. Jsou to podlouhlé buňky cylindrického tvaru navzájem spojené vazivem do fascií (svalové snopce), jejichž svazky tvoří sval, připevněný na konci šlachou. Svalové vlákno je složeno z membrány (sarkolemy), vnitřní tekuté cytoplazmy (sarkoplazmy, cytosolu), buněčných organel (mitochondrie, ribozomy, sarkoplazmatické retikulum) a tisíců myofibril.

Největší svalová vlákna v lidském těle jsou až 30cm dlouhá a asi 0,05 - 0,015 mm široká, obsahují tisíce jader.

Na povrchu svalových vláken se nachází buněčná membrána (sarkolema). Na jejím zevním povrchu je poměrně silná bazální membrána, zakotvená do retikulárního vaziva, která svalová vlákna vzájemně spojuje. V sarkoplazmě svalového vlákna jsou kromě desítek jader a dalších buněčných organel uložena podélně orientovaná vlákna myofibrily. Kolem nich jsou systémy podélně i příčně orientovaných trubic endoplazmatického (sarkoplazmatického) retikula. V systému těchto trubic je vysoká koncentrace vápenatých a hořčnatých iontů, které jsou nezbytné pro realizaci svalové kontrakce.

Na myofibrilách je vidět střídání světlých a tmavých úseků, tmavé – anizotropní (dvojlomné, tzv. A-úseky) se střídají se světlými - izotropními (jednolomnými, I-úseky). Každý izotropní úsek je rozdělen tenkou ploténkou – telofragmou (tzv. Z-linií). Úsek myofibrily mezi dvěma Z-liniemi se nazývá sarkomera. Je to kontraktilní jednotka svalového vlákna, skládá se z řady typů submikroskopických

myofilament. Kontrakci sarkomery zajišťují dvě bílkoviny myozin a aktin. Pružnost sarkomery je podmíněna bílkovinami titinem a nebulinem (Grasgruber, Cacek, 2008).

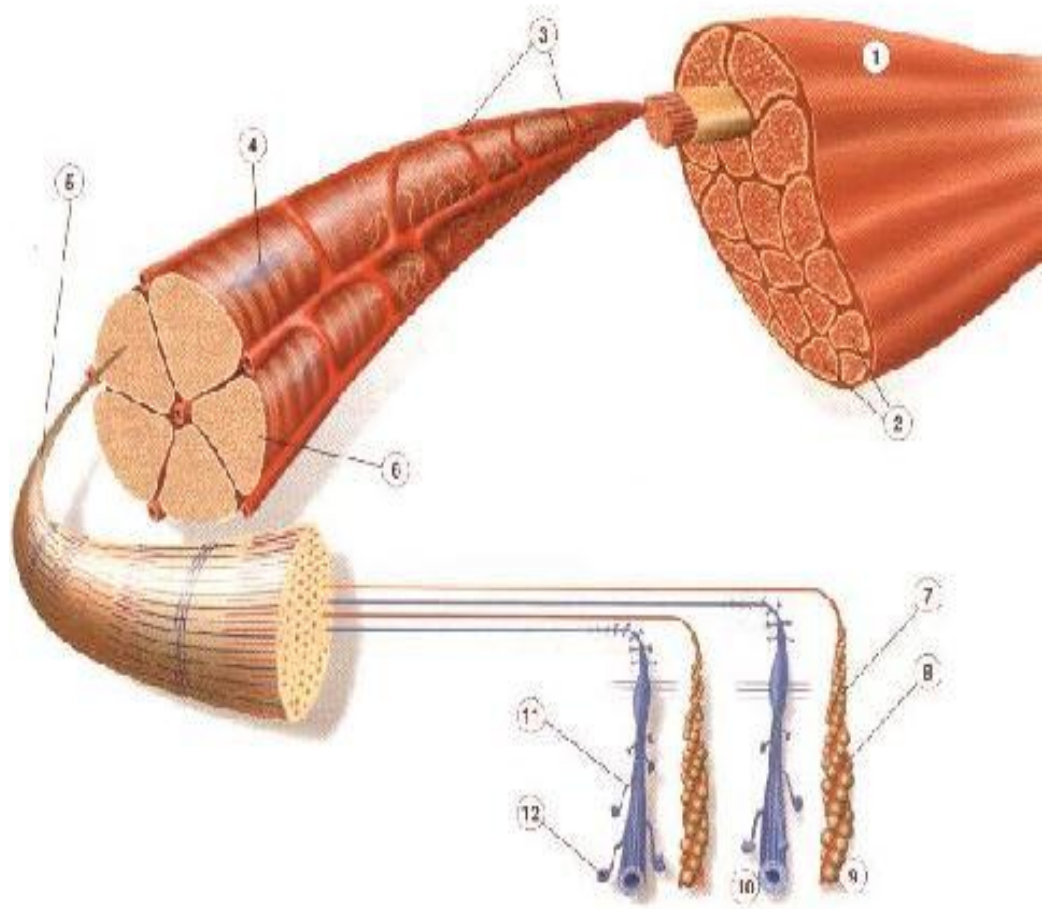
**Myozin** = bílkovina, jejíž molekula má charakteristický tvar (kulovitou hlavu, ohebný krk, tyčinkovité tělo). Hlava s vláknitým krčkem se také nazývá příčný můstek, prostřednictvím něho reaguje myozin s aktinem. Molekuly myozinu tvoří základ A-úseků myofibril.

**Aktin** = bílkovina, v sarkomeře tvoří tenčí početnější vlákna (poměr aktiniových a myozinových vláken je ve vláknech kosterních svalů 4:1 - 6:1). Aktinová vlákna jsou zakotvená v Z-liniích, složena ze dvou spirálně stočených makromolekul zasahujících mezi tlustá myozinová vlákna.

Myozin a aktin jsou základní kontraktilní (stažlivé) bílkoviny svalu. Pomocí těchto bílkovin se sval zkracuje a generuje tah, jehož výsledkem je pohyb. Má ale také schopnost vracet se do své původní délky, je pružný. Na molekulární úrovni tyto funkce zajišťují titin a nebulin.

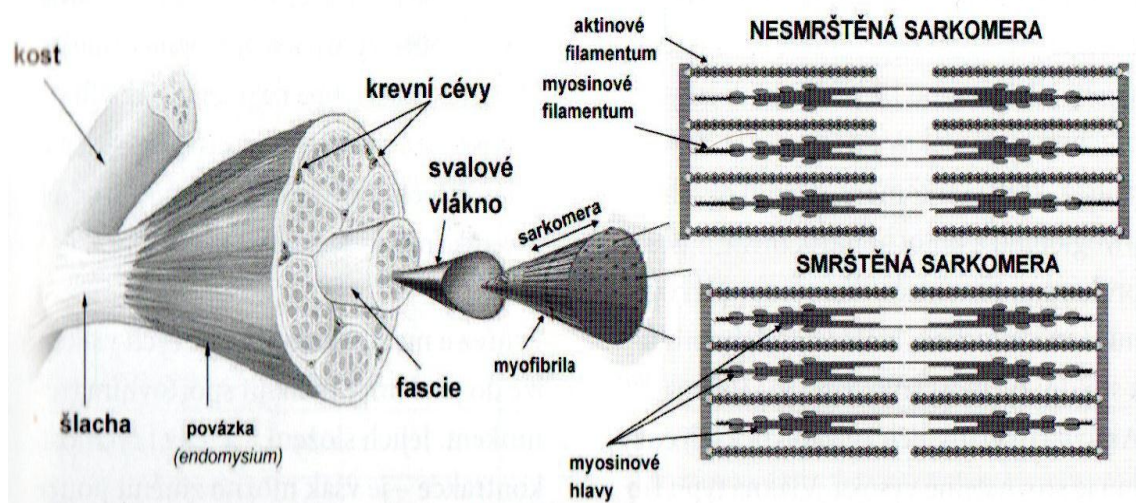
**Titin** (konektiv) má mezi bílkovinami svalu nejdelší známou molekulu (až 1  $\mu\text{m}$ ). Molekula je zakotvena do Z-linie a M-linie sarkomem, v relaxovaném svalu zabezpečuje anatomickou kontinuitu sarkomer, zároveň fixuje myozinová vlákna v anizotropním úseku sarkomery proti bočnímu posunu při kontrakci. Nijak neomezuje vzájemné zasouvání aktinu a myozinu. Pro tuto stabilizační roli bývá molekula titinu považována za tzv. „molekulárního hráče“ svalové kontrakce. Titin při protažení klade elastický odpor (podobně elastická je i Z-linie sarkomery).

**Nebulin** = protein s kratší molekulou než titin. Nachází se v izotropním úseku sarkomery, kde stabilizuje polohu aktiniových myofilament. Při protažení klade elastický odpor, jeho podíl na celkové elasticitě sarkomery je menší (Grasgruber, Cacek, 2008).



- |                           |                                |
|---------------------------|--------------------------------|
| 1 Sval                    | 7 Aktin                        |
| 2 Svazky svalových vláken | 8 Tropomyosin                  |
| 3 Krevní cévy             | 9 Tenké myofilamentum          |
| 4 Jádro svalové buňky     | 10 Tlusté myofilamentum        |
| 5 Myofibrila              | 11 "Krček" molekuly myosinu    |
| 6 Svalové vlákno          | 12 "Hlavička" molekuly myosinu |

**Obrázek č. 2** Struktura svalu (Čihák, 2001)



Obrázek č.3 Stavba svalu (Grasgruber, Cacek, 2008)

### Myofibrily

- jsou uloženy uvnitř v podélných svazcích, jsou stejně dlouhé jako vlákno
- skládají se z podélných řetězců sarkomer, obsahují dva kontraktilní proteiny (myozin, aktin) a další proteiny, které regulují jejich činnost

### Svalová kontrakce = svalový stah

- se uskutečňuje pomocí příčných můstků, dochází k tomu vlivem nervového impulsu motorických nervů (motoneuronů, které jsou situovány v míše a mozkovém kmeni
- jeden motorický nerv ovládá stovky svalových vláken, a to prostřednictvím motorických plotének

## **Adenosintrifosfát (ATP)**

- poskytuje energii příčných můstků
- na každý pohyb je nutné rozštěpit hydrolyzou jednu molekulu ATP
- z ATP vzniká adenosindifosfát (ADP) a organický fosfor (P)
- u dospělého člověka existují příčné můstky v několika variantách, které závisí na typu motorického nervu, jímž je sval ovládán  
(Grasgruber, Cacek, 2008)

## **7. Svalová vlákna**

Existuje 7 typů svalových vláken - I, Ic, Iic, IIac, IIa, IIab, IIb. Většinou jsou rozlišovány pouze tři základní typy I, IIa, IIb (IIx).

### **7.1. Vlákna I typu = pomalá (oxidativní)**

- jsou nezbytná pro vytrvalostní, aerobní svalovou práci
- smršťují se pomalu (70-140 ms)
- využívají energii z ATF efektivněji
- jejich typický znak je velká hustota prokrvení
- mají malý průřez svalových vláken, dlouhé sarkomery, obsahují málo enzymů využívaných při glykolytických reakcích, obsahují málo glykogenu, naopak mají vysoký obsah oxidativních enzymů (Krebsův cyklus), zásob triacylglycerolů (triglyceridů) a velké množství proteinu myoglobinu

(Grasgruber, Cacek, 2008)

## 7.2. Vlákná II typu = rychlá

dělí se na:

- **pomalejší typ IIa** (oxidativně-glykolytický) – má určitý aerobní potenciál
- **rychlejší typ IIb** (glykolytický) – je důležitý pro anaerobní sporty, ve kterých dominuje explozivní energie (krátké sprinty, skoky, vzpírání)

**Vlákná typu IIa** představují přechod mezi vlákny I a IIb, mají velký průřez, kratší sarkomery, střední obsah myoglobinu a mitochondrií, méně husté prokrvení, poměrně velké zásoby glykogenu i kreatin fosfátu, málo triacylglycerolů a střední smrštění (50-100ms).

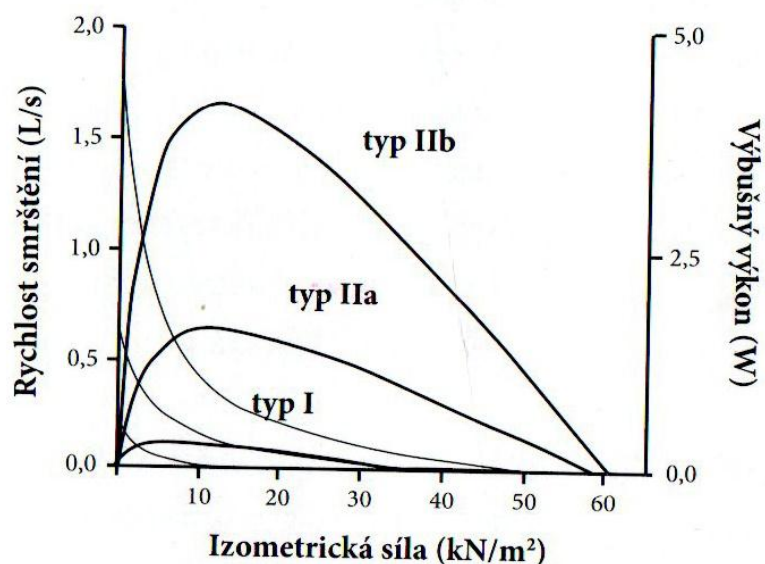
**Vlákná typu IIb** mají největší dynamickou sílu ze všech tří typů, nízký obsah mitochondrií i myoglobinu a malé prokrvení. Vlivem menšího množství cytoplazmy je jejich průřez menší. Mají velké zásoby kreatin fosfátu a glykogenu, obsahují málo triacylglycerolů. Smršťují se asi 4 krát rychleji než vlákna typu I (20-50ms). Aktivita glykolytických enzymů je vysoká.

**Vlákná I a IIa** jsou označována také jako **vlákna červená** (zbarvení jim dodává myoglobin).

**Vlákná typu IIb** jsou označována jako **bílá**.

**Vzájemný poměr svalových vláken** ve svalu je možné přesně zjistit pouze pomocí svalové biopsie (odebrání vzorku jehlou).

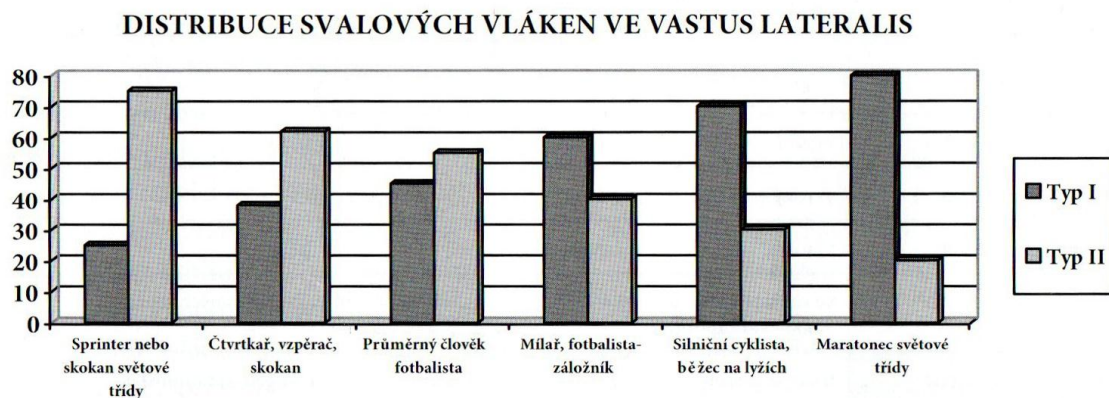
**Průřez a metabolismus svalových vláken** lze do jisté míry ovlivnit sportovním tréninkem. Jejich složení a rychlost kontrakce je však možno změnit pouze částečně (Grasgrubr, Cacek, 2008).



**Obrázek č. 4** Rychlost smršťování (délka sarkomem/s), síla (kN/m<sup>2</sup>) a výbušnost tří základních typů svalových vláken. (Grasgrubr, Cacek, 2008).

Charakteristiky tří hlavních typů svalových vláken			
	Pomalá (I)	Rychlá (IIa)	Rychlá (IIb)
Rychlost kontrakce	pomalá (70–140 ms)	rychlá (50–100 ms)	velmi rychlá (20–50 ms)
Produkce dynamické síly	malá	vysoká	velmi vysoká
Příčný průřez (vastus lateralis)	4 000 μm <sup>2</sup>	4 500 μm <sup>2</sup>	4000 μm <sup>2</sup>
	u trénovaných až 10 000–15 000 μm <sup>2</sup>		
Odolnost vůči únavě	vysoká	střední	nízká
Sportovní aktivita	aerobní (> 800 m)	dlouhodobá anaerobní (100–400 m)	krátkodobá anaerobní (<60 m)
Obsah mitochondrií	vysoký	střední	nízký
Obsah myoglobinu	vysoký	střední	nízký
Hustota prokrvení	vysoká	střední	nízká
	ve vastus lateralis u netréovaných mužů ~300 kapilár/mm <sup>2</sup> , u trénovaných mužů ~400–500 kap/mm <sup>2</sup>		
Hlavní zdroj energie	triacylglyceroly	glykogen, kreatinfosfát	glykogen, kreatinfosfát
Obsah kreatinfosfátu	100 %	115 %	120 %
Obsah glykogenu	100 %	130 %	150 %

**Obrázek č. 5** Charakteristika tří typů svalových vláken (Grasgrubr, Cacek, 2008)



**Obrázek č. 6** Distribuce svalových vláken ve vastus lateralis (Grasgruber, Cacek, 2008)

## 8. Energetický systém lidského těla

Svaly získávají ATP na pohyb příčných můstků prostřednictvím tří základních energetických reakcí:

1. Regenerací ATP z kreatinfosfátu („ATP-CP systém“)
2. Anaerobní glykolýzou („LA-systém“)
3. Aerobní oxidací glukózy a tuků („O<sub>2</sub> systém“)

### ad 1)

Krátkodobé intenzivní výkony (sprint, vzpírání) je možno po omezenou dobu provádět anaerobně – bez přístupu kyslíku. Během prvních sekund svalové práce je nejprve energie pro pohyb čerpána rozkladem malých zásob ATP uložených ve svalu. Když jsou tyto zásoby vyčerpány, je nový ATP regenerován reakcí APP s kreatinfosfátem uloženým ve svalu. Z kreatinfosfátu se uvolní molekula organického fosforu a spojením s ADP vznikne nová



molekula ATP. Během delšího cvičení se kreatinfosfát nestačí regenerovat a jeho podíl na celkové energetické produkci prudce klesá. Po skončení zátěže se jeho zásoby ve svalech opět rychle obnoví, (100% během cca 2-3 minut).

**Z toho vyplývá**, že čím vyšší budou zásoby kreatinfosfátu ve svalech, tím déle a s větší energií bude možné provádět krátkodobý, vysoce intenzivní anaerobní pohyb.

## **ad 2)**

Anaerobní rozklad glukózy se rozjíždí s malým zpožděním po ATP-CP systému, po cca 6s se podíl obou systémů vyrovná. Glukóza je nejprve rozkládána na pyruvát, ten je poté bez přístupu kyslíku odbourán na kyselinu mléčnou (laktát LA) a ionty vodíku (H<sup>+</sup>).

**Svalový glykogen** je zásobní formou glukózy pro okamžitou potřebu energie při intenzivních výkonech, vydrží maximálně 90 minut nepřerušované svalové práce. Další zásoby glukózy jsou uloženy v jaterním glykogenu. Játra jsou schopna vytvářet glukózu z proteinů, tuků, laktátu i jiných substancí v procesu zvaném **glukoneogeneze**. Glukóza z jater proudí do krve a při průtoku svaly je spotřebována k tvorbě energie.

Při produkci energie anaerobní glykolýzou se ve svalu hromadí **laktát**. Když dosáhne hladina laktátu určité úrovně, disocionové ionty vodíku (H<sup>+</sup>) způsobí pokles Ph, dojde ke sníženému nasycení hemoglobinu kyslíkem a k narušení svalových funkcí, dochází k dráždění nervových zakončení k pocitu tzv. „pálení“.

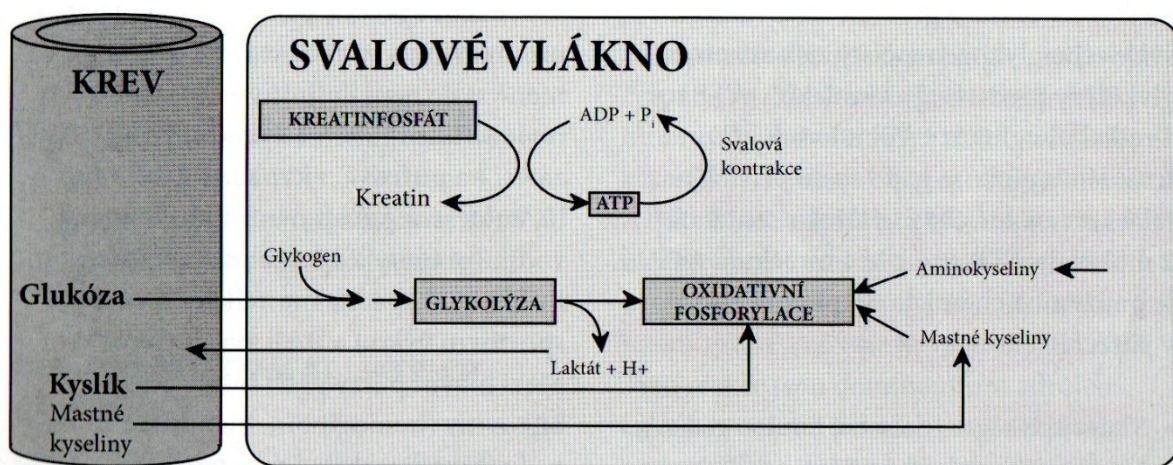
Rychlost poklesu Ph závisí na **pufrovací kapacitě** krve a svalů, na schopnosti neutralizovat volné vodíkové ionty a zpomalovat okyselení.

**Pufrovací kapacita** má velký význam pro sportovní výkon, lze ji zvýšit tréninkem. Mezi hlavní pufrů patří fosfáty, některé bílkoviny (hemoglobin, histidin) a zejména karboxylové kyseliny a jejich soli (HCO<sub>3</sub> – Na HCO<sub>3</sub> - ). viz.obrázek č. 7 a 8

<b>Množství svalového glykogenu a kreatinu ve svalovině různých typů běžců</b> (podle Neumanna)			
	Kreatin (mmol/kg)	Glykogen (g/100 g)	Rychlá vlákna (%)
Sprinteři	132,2	1,43	60
Středotračaři	117,0	1,68	30
Vytrvalci	110,9	2,16	20

**Obrázek č. 7** - Množství svalového glykogenu a kreatinu ve svalovině  
(Grasgrubr, Cacek, 2008)

## PRODUKCE ATP



**Obrázek č. 8** – Produkce ATP (Grasgrubr, Cacek, 2008)

### ad 3)

Při výkonech trvajících déle než cca 60 – 70s dominuje jako zdroj svalové energie **oxidace glukózy** (štěpení glukózy za přítomnosti kyslíku).

V cytoplazmě svalové buňky je nejprve glukóza rozkládána na pyruvát, ten je následně metabolizován v mitochondriích v tzv. Krebsově cyklu. Tato závěrečná reakce vede ke vzniku vody (H<sub>2</sub>O), oxidu uhličitého (CO<sub>2</sub>) a velkého množství energie (38 ATP). Při stupňujícím se výkonu se množství mitochondrií, oxidativních enzymů a přijímaného kyslíku nestačí odbourávat pyruvát a dochází k jeho přeměně na laktát v procesu anaerobní glykolýzy.

Pokud jsou po cca 90 min. intenzivního výkonu vyčerpány zásoby glykogenu a krevní glukóza nepostačuje, svaly začnou využívat **energii oxidací tuků** v Krebsově cyklu na H<sub>2</sub>O a CO<sub>2</sub>. Tento způsob produkce energie – **lipolýza** nevytváří laktát, je méně ekonomický nežli rozklad glukóz, vyžaduje asi o 7% více kyslíku. Při produkci energie z tuků nelze udržet vysoké pracovní tempo. Jako zdroj energie slouží v případě extrémní dlouhodobé zátěže i **proteiny**, hlavně tzv. **větvené aminokyseliny (BCAA)**.

<b>Reakce produkující energii pro svalový pohyb</b>	
<b>HYDROLÝZA ATP</b> (první sekundy)	$ATP + H_2O > ADP + H_3PO_4 + 31 \text{ kJ na 1 mol ATP}$
<b>REGENERACE ATP z KREATINFOSFÁTU</b> (dominuje v prvních cca 6 sekundách a výrazně klesá po cca 30 sekundách)	$\text{kreatinfosfát (PCr) + ADP} > \text{ATP + kreatin} + 43 \text{ kJ na 1 mol PCr}$
<b>ANAEROBNÍ GLYKOLÝZA – Anaerobní rozklad glukózy</b> (dominuje od cca 6 s až do cca 60–70 s)	$\text{glukóza (C}_6\text{H}_{12}\text{O}_6) + 2 \text{ ATP (nebo glykogen + 1 ATP)} > 4 \text{ ATP} + 2 \text{ kyselina mléčná} (> 2 \text{ laktát} + 2 \text{ H}^+)$
<b>OXIDACE GLUKÓZY – Aerobní rozklad glukózy</b> (dominuje po cca 60–70 sekundách)	$\text{glukóza (C}_6\text{H}_{12}\text{O}_6) + 2 \text{ ATP (nebo glykogen + 1 ATP)} + 6 \text{ O}_2 > 6 \text{ CO}_2 + 6 \text{ H}_2\text{O} + 38 \text{ ATP}$
<b>OXIDACE TUKŮ (LIPOLÝZA) – Aerobní rozklad tuků (volných mastných kyselin)</b> (dominuje po vyčerpání glykogenu po cca 90 minutách)	$\text{mastné kyseliny (C}_{16}\text{H}_{32}\text{O}_2) + 23 \text{ O}_2 > 16 \text{ CO}_2 + 16 \text{ H}_2\text{O} + 130 \text{ ATP}$

**Obrázek č. 9** – Reakce produkující energii pro svalový pohyb  
(Grasgrubr, Cacek, 2008)

Po skončení výkonu je pomocí zvýšené ventilace zoxidován nahromaděný laktát a jsou doplněny energetické rezervy (ATP, kreatinfosfát). Tato zvýšená spotřeba kyslíku se označuje jako „kyslíkový dluh“.

Při výkonech delších než cca 30sec se laktát nahromadí takovým způsobem, že se prudce zvyšuje čas na zotavení – ( např. běžci na 400m potřebují ke zopakování kvalitního výkonu mnohem delší odpočinek než sprinteři na 100m) (Grasgrubr, Cacek, 2008).

## 9. Základní činitelé svalové síly

Schopnost vyvinout ve statickém nebo dynamickém režimu potřebnou velikost svalové síly je podmíněna celou řadou faktorů. Velikost svalového stahu závisí především na:

- počtu zapojených motorických jednotek
- velikosti frekvence dráždících impulzů za 1 s

Čím více je zapojeno motorických jednotek, tím větší je svalové napětí a tím větší je frekvence probíhající impulzace. U trénovaných jedinců nastává dokonalá synchronizace mezi impulzem, zapojením motorické jednotky a její kontrakci a současně relaxací nezapojených jednotek.

Schopnost vyvinout sílu při statickém nebo dynamickém režimu svalové činnosti podmiňují i další faktory:

- **příčný průřez zapojených svalů** - je rozhodující pro velikost absolutní síly.
- **strukturální složení svalu**

Počet svalových vláken v motorické jednotce a diferenciaci podle typu svalových vláken jsou individuálně geneticky podmíněny. Změna co do počtu či druhu vláken vlivem zatěžování při tréninku

nebyla dosud plně prokázána. Na zastoupení jednotlivých typů vláken u jednotlivce závisí jeho předpoklady pro úspěšnou výkonnost silových, rychlostních nebo vytrvalostních sportovních disciplínách.

### **9.1. Intramuskulární koordinace:**

Počet zapojených motorických jednotek závisí na úrovni podnětu – dráždícího impulsu. Jednotlivé typy svalových vláken mají rozdílnou prahovou hodnotu podráždění pro zahájení svalového stahu. ST-vlákna mohou být aktivována již velmi nízkou úrovní dráždění. Naopak FT-vlákna reagují až při silné úrovni dráždění. Zapojení jednotlivých typů je postupné podle narůstající síly dráždění, pro kterou je rozhodující frekvence dráždících impulsů působících na zapojenou motorickou jednotku. Na dokonalé intramuskulární koordinaci se podílí synchronizace aktivovaných a neaktivovaných motorických jednotek. Při svalovém stahu nastává jejich střídání. Při vyvinutí maximální síly je současně zapojen velký počet motorických jednotek.

### **9.2. Intramuskulární synchronizace**

Na svalové činnosti se podílejí jak atomisté, tak antagonisté. Pro efektivitu této činnosti je nezbytná nejen koordinace zapojených svalových skupin – atomistů, ale i stupeň a průběh relaxace antagonistů. Koordinovaná činnost agonistů je charakterizována při závodních cvičeních optimalizací nástupu svalového stahu v daném časovém intervalu a dosažením silového maxima v potřebném okamžiku pohybového průběhu. Ve sportovním tréninku je tento stav označován jako správné načasování pohybu (timing). Nedokonalá intermuskulární synchronizace se projevuje v horším zvládnutí techniky s následkem rychlého nárůstu únavy.

### **9.3. Úroveň energetické zásoby**

#### **Optimalizace aktivační úrovně CNS**

Aby bylo možné vydat svalovou sílu v rozhodujících fázích pohybu, je nezbytné plné soustředění na prováděnou pohybovou činnost. Na vysoké aktivaci se podílí i motivace sportovce, která může výrazným způsobem ovlivnit sílu i rychlost svalového stahu.

#### **Zvládnutí techniky**

Dokonalá automatizace pohybu úzce souvisí s inter-a intrasvalovou koordinací a koncentrací na vyvinutí svalové síly v potřebném čase a na potřebné úrovni. Sportovec se musí soustředit na vytvoření potřebné silové úrovně a nikoliv na techniku provedení pohybu (Měkota, Novosad; 2005).

#### **Dále chceme upozornit na obecnou platnost tří důležitých tezí:**

Rychlost a hmotnost břemene mají zápornou závislost. Rychlost se hyperbolicky zmenšuje se zátěží. Rozhodující při snižování rychlosti je velikost silového potenciálu sportovce (úroveň jeho maximální síly)

Rychlost pohybu roste se zvětšením svalové síly. Současně však platí, že hodnoty absolutní rychlosti bez zátěže a úroveň maximální síly spolu nesouvisí. Stupně závislosti však rychle narůstá při zvyšování zátěže.

Silový potenciál může být plně využit jen v optimálních polohách jednotlivých částí těla. Poloha těla je však určována požadavky na efektivní provedení techniky, která odpovídá zákonům biomechaniky a ve sportu pravidlům závodů. Proto při volbě posilovacích cvičení je nebytné vyvinout požadovanou úroveň síly nikoliv v optimální poloze, ale v poloze těla, která odpovídá postavení jednotlivých segmentů, kterou určuje daná pohybová struktura (Měkota, Novosad; 2005).

## 10. Svaly zapojené při extenzi a flexi kolenního kloubu

### **Extenze kolene**

#### **Primárně:**

Quadriceps

- Musculus rectusfemoris
- Musculus vastuslateralis
- Musculus vastusmedialis
- Musculus vastusIntermedius

#### **Sekundárně**

- Musculus tibialisanterior

### **Flexe kolene**

#### **Primárně:**

Hamstringy

- Musculus semimembranosus
- Musculus semitendinosus
- Musculus biceps femoris
  - caputlongum
  - caput breve

#### **Sekunárně:**

Musculiglutei

- Musculus gluteusmaximus
- Musculus gluteusmedius
- Musculus gluteusminimus,
- Musculus tensor fasciae latae

## Musculus triceps surae

- Musculus gastrocnemius
  - caput mediale
  - caput laterale
- Musculus soleus

## 11. Anatomie zapojených svalů při extenzi a flexi kolenního kloubu na izokinetickém dynamometru

### Quadriceps

Kvadriceps femoris umístěný na přední části stehna má čtyři oddělené hlavy:

- Sval přímý stehenní začíná u přední části kosti pánevní.
- Sval široký vnitřní začíná u vnitřního okraje kosti stehenní.
- Sval široký vnější začíná u vnějšího okraje kosti stehenní.
- Sval široký střední začíná u předního povrchu kosti stehenní a leží pod svalem přímým stehenním.

Tyto čtyři hlavy se spojují a upevňují k čéšce a potom se vkládají do čéškového úponu na kost holenní těsně pod kolenním kloubem. Hlavní funkcí kvadricepsu je natahovat koleno a narovnávat dolní končetinu. Protože sval přímý stehenní začíná u pánevní kosti, při kontrakci tohoto svalu dochází též k flexi v kyčelním kloubu (Evans, 2007).



## **Hamstringy**

Hamstringy, umístěné na zadní straně stehna, jsou skupinou tří svalů, které začínají na hrbolu kosti sedací pánve.

- Dvojhlavý sval stehenní prochází kolem vnější části stehna a upíná se k hlavě kosti lýtkové těsně pod kolenem.
- Sval poloblanitý (semimembranosus) prochází kolem vnitřní části stehna a upíná se k horní části kosti holenní za kolenem.
- Sval pološlašitý (semitendinosus) prochází kolem vnitřní části stehna a upíná se k horní části kosti holenní sousedící se svalem poloblanitým.

Všechny tři svaly procházejí přes kolenní a kyčelní kloub, mají tedy dvojí funkci: flexi kolene a extenzi kyčle (Evans, 2007).

## II. PRAKTICKÁ ČÁST

### 12. Metodika

#### Cíl výzkumné práce

- Porovnat reliabilitu izokinetického a izometrického testování síly při flexi a extenzi v kolenním kloubu

#### Úkoly

##### 1. *Izokinetika*

Určit reliabilitu měření izokinetickým dynamometrem u flexe a extenze kolene

##### 2. *Izometrie*

Určit reliabilitu maximální volní kontrakce na izometrickém dynamometru Vishay Tedeo-Huntleigh Model 1042 ve vybraných kloubech horních a dolních končetin při flexi a extenzi.

##### 3. *Vyhodnocení výsledků*

##### 4. *Porovnání výsledků*

#### Hypotézy

1. Reliabilita měření izokinetické síly KK bude větší než při měření izometrické.
2. Reliabilita měření při extenzi bude větší než při flexi KK.

### 13. Výzkumný soubor

#### Izometrické měření vzorku

Izometrického měření se zúčastnilo 14 mužů a 6 žen (n=14, n=6), studentů tělesné výchovy a sportu. Všechno aktivní sportovci, kteří trénují 2-3 krát týdně. Zvyklý na silový trénink a další pohybové aktivity. Probandi nevykonávali 2 dny před měřením žádnou náročnější fyzickou aktivitu. Všichni účastníci byli informováni o průběhu testování a podepsali souhlas k měření.

Průměrný věk u mužů byl 24,4 let, hmotnost 74,4 kg, výška 1,79 m viz. tabulka č. 1. Průměrný věk u žen byl 25 let, hmotnost 55,8 kg, výška 1,63 m viz tabulka č. 2

**Tabulka č. 1 Izometrické měření síly (muži)**

<b>(n=14)</b>	<b>Průměr</b>	<b>Směrodatná odchylka</b>
Věk (roky)	24,4	2,7
Výška (cm)	1,8	0,1
Hmotnost (kg)	74,4	6,4

**Tabulka č. 2 Izometrické měření síly (ženy)**

<b>(n=6)</b>	<b>Průměr</b>	<b>Směrodatná odchylka</b>
Věk (roky)	25,0	2,3
Výška (cm)	1,6	0,1
Hmotnost (kg)	55,8	5,3

## Izokinetické měření vzorku

Izokinetického měření se zúčastnilo 8 mužů a 5 žen (n=13), studentů tělesné výchovy a sportu. Všechno aktivní sportovci, kteří trénují 2-3 krát týdně. Zvyklý na silový trénink a další pohybové aktivity. Probandi nevykonávali 2 dny před měřením žádnou náročnější fyzickou aktivitu. Všichni účastníci byli informováni o průběhu testování a podepsali souhlas k měření. Průměrný věk byl 24,6 let, hmotnost 67,7 kg, výška 1,74 m. viz. tabulka č. 3

Tabulka č. 3 Izokinetické měření síly (muži a ženy)

(n=13)	Průměr	Směrodatná odchylka
Věk (roky)	24,6	3,3
Výška (cm)	1,7	0,1
Hmotnost (kg)	67,7	9,1

## 14. Protokol

### Izometrické měření síly

Pro tento způsob měření byla použita metoda test-retest (dvě opakování téhož testu). Samotnému testování předcházelo pěti minutové rozcvičení a zahřátí a po něm už následovalo testování. To probíhalo vždy v dopoledních hodinách a střídala se vždy levá a pravá končetina. Pokaždé byly provedeny dva pokusy, kdy se vždy počítal ten lepší z nich. Poloha účastníka byla zaznamenána pomocí fotoaparátu, z důvodu dodržení stejného nastavení při retestu. Během měření flexe a extenze v LK (obr.) a KK bylo možné dodržet pravé úhly dvou sousedních segmentů, díky nastavitelnosti izometrické lavice. Nemohlo, ale dojít k fixaci polohy jedince, protože součástí izometrické lavice nejsou upínací pásy.

## **Izokinetické měření síly**

Každá testovaná osoba podstoupila tři měření. Kdy mezi každým měřícím dnem byla 48 hodinová přestávka na regeneraci svalů. Před každým měřením bylo provedeno 10 minutové rozcvičení a protažení. Před samotným měřením izokinetické síly proběhlo rozcvičení a zahřátí při stejné úhlové rychlosti jako samotný test. Pro maximální test o 60°/s se jednalo o 2-3 opakování a pro úhlovou rychlost 180°/s jsme aplikovali zacvičení 5krát (Pincivero& Campy, 2004). Izokinetická síla byla měřena při 60°/s (5 opak.) a 180°/s (15 opak.) na obou dolních končetinách. Jako první byla vždy měřena pravá končetina. Všichni účastníci ji uvedli jako dominantní.

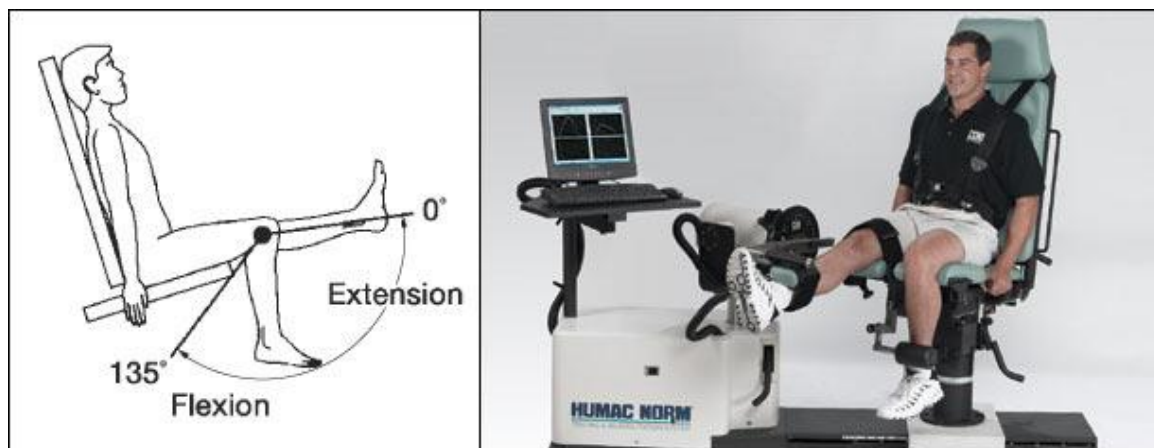
## **Měřicí přístroj - CybexHumacNorm**

V jednom stroji **CybexHumacNORM** se nabízí možnost měřit 22 izolovaných pohybových vzorců pro rameno, loket, zápěstí, kyčle, kolena a kotníky. Izolované vzory jsou používány přesně a pečlivě měří a vytváří základ pro bezpečné funkční testování a výkon. Lze měřit ve čtyřech režimech odporu izokinetický, izotonický, izometrický a pasivní, každý z nich sleduje jiný cíl.

### ***Izokinetické testování CHN***

Izokinetický režim – cílem je obnovení síly pomocí osvědčených posilovacích metod excentrického a koncentrického tréninku.

Tímto způsobem lze zjistit, maximální dynamické schopnosti v celém rozsahu pohybu. Za pomoci excentrického odporového testování. Díky následně zjištěným výsledkům, lze zjistit svalové disbalance a doporučit jejich nápravu.



Obr. č. 10 Nákres funkce přístroje

## 15. Popis a technika cviku - CybexHumacNorm

Počáteční poloha obr. č. 11



## Průběh pohybu a konečná poloha obrázek č. 12



## 16. Vyhodnocení výsledků

### 16.1. Volba metod

Tento projekt je empirickým výzkumem a jedná se o zjištění reliability měření izometrické a izokinetické síly při flexi a extenzi v kolenním kloubu

#### 1. Metoda

- Pearsonův korelační koeficient

#### 2. Metoda

- Vnitrotřídní koeficient korelace ICC

## 16.2. Vzorce

K výpočtům k měření byly využity tyto vzorce:

- **Směrodatné odchylky:**  $S_x$  (značí se též  $s$ ) je druhá odmocnina z rozptylu z některého ze vzorců. Výhodou směrodatné odchylky je, že charakterizuje variabilitu hodnot znaku v měřících jednotkách znaku, zatímco rozptyl je vyjádřen ve druhých mocninách těchto jednotek (Polák, 2005)

$$S_{xi} = \frac{S_{xi}}{x_i}$$

- **Rozptylu:**  $S_x^2$  (značí se též  $S^2$ ) je aritmetický průměr druhých mocnin odchylek hodnot znaku od aritmetického průměru (Polák, 2005)

$$S_{xi}^2 = \left( \frac{S_{xi}}{x_i} \right)^2$$

- **Pearsonova korelačního koeficientu:**  $r$ , který je také označován jako interclass coefficient of correlation (Thomas, Nelson, 1996)

$$\rho_{X,Y} = \frac{\text{cov}(X, Y)}{\sigma_X \sigma_Y} = \frac{E((X - \mu_X)(Y - \mu_Y))}{\sigma_X \sigma_Y}$$

- **Koeficient vnitrotřídní korelace:** ICC též intraclass correlation Coefficient (Thomas, Nelson, 1996)

$$ICC = \frac{\sigma_u^2}{\sigma_e^2 + \sigma_u^2}$$

Pro zpracování konečných výsledků a výpočtů (korelační koeficient, směrodatnou odchylku, rozptyl a průměr) bylo využito statistického programu SPSS verze 17.0 pro.



## 17. Výsledky

### Reliabilita měření flexe a extenze v kolenním kloubu na izokinetickém dynamometru

V tabulkách číslo 5 a 6 jsou uvedeny průměrné výsledky a směrodatné odchylky (SD) pro veličiny určující aktuální svalový výkon při flexi a extenzi v KK pro pravou a levou dolní končetinu. Výsledky nejsou rozděleny pro muže a ženy z důvodu malého počtu testovaných jedinců.

V tabulce 5 jsou uvedeny hodnoty pro konstantní úhlovou rychlost 60°/s (5 opakování).

V tabulce 6 jsou uvedeny průměry a směrodatné odchylku (SD) pro rychlost otáčení 180°/s, při patnácti opakováních.

**Tabulka č. 5** Průměrné hodnoty levé (L) a pravé (P) končetiny pro úhlovou rychlost 60°/s (5 opak.)

	Úhlová rychlost otáčení 60°/s (5 opak.)											
	Flexe						Extenze					
	1. měření	SD	2. měření	SD	3. měření	SD	1. měření	SD	2. měření	SD	3. měření	SD
MS-P (Nm)	92,4	32,8	97,6	37,8	87,2	35,3	162,5	52,1	162,2	51,3	150,2	46,0
MS-L (Nm)	97,8	37,8	95,2	38,1	87,7	31,3	163,4	49,4	157,5	54,8	151,5	44,8
CP-P (J)	474,9	136,4	522,5	201,7	499,6	179,9	800,3	293,9	796,9	324,1	777,2	271,3
CP-L (J)	529,2	199,3	550,3	228,6	486,4	171,7	820,5	257,7	858,9	319,2	838,2	266,2
PV-P (W)	68,7	23,9	70,8	27,7	66,5	26,9	107,5	36,0	107,4	36,7	100,7	32,5
PV-L (W)	73,9	30,3	69,0	28,2	64,5	22,4	110,9	36,2	107,1	38,7	106,4	32,9

### Legenda

- směrodatné odchyly (SD)
- měření maximální síly (MS) v Newton-metrech (Nm)
- celkové práce (CP) v Joulech (J)
- průměrného výkonu (PV) ve Watech (W)

**Tabulka č. 6** Průměrné hodnoty a směrodatné odchyly levé (L) a pravé (P) končetiny pro úhlovou rychlost 180°/s (15 opak.)

	Úhlová rychlost otáčení 180°/s (15 opak.)											
	Flexe						Extenze					
	1. měření	SD	2. měření	SD	3. měření	SD	1. měření	SD	2. měření	SD	3. měření	SD
MS-P (Nm)	60,9	24,8	65,1	28,0	60,2	21,0	106,8	33,2	112,8	39,0	110,5	36,0
MS-L (Nm)	62,8	22,5	65,8	27,8	57,9	20,6	111,6	36,2	115,3	42,3	109,9	35,6
CP -P (J)	65,6	28,2	72,9	37,0	66,7	23,7	113,1	38,0	119,5	51,1	118,9	43,3
CP-L (J)	66,8	22,2	75,2	34,9	66,9	26,4	116,7	38,4	128,6	50,7	122,2	42,0
PV-P (W)	102,3	45,0	111,3	56,7	102,5	35,5	178,5	59,1	189,8	73,3	185,6	64,6
PV-L (W)	106,8	36,1	113,3	47,0	98,0	34,6	185,1	61,4	192,9	77,3	183,2	63,2

### Legenda

- směrodatné odchyly (SD)
- měření maximální síly (MS) v Newton-metrech (Nm)
- celkové práce (CP) v Joulech (J)
- průměrného výkonu (PV) ve Watech (W)

V tabulce číslo 7 je uvedeno ICC pro maximální izokinetickou sílu v kolenním kloubu pro pravou a levou dolní končetinu. Výsledky jsou uvedeny pro maximální sílu (MS), celkovou práci (CP), průměrný výkon při extenzi a flexi v kolenním kloubu (KK) pro dvě konstantní úhlové rychlosti otáčení (60°/s a 180°/s). Pro vyjádření věcné významnosti uvádíme střední chybu měření (SEM) v absolutních hodnotách.

**Tabulka č. 7** Hodnoty vnitrotřídního korelačního koeficientu (ICC) jednotlivých charakteristik izokinetické síly v kolenním kloubu při úhlových rychlostech 60°/s a 180°/s při flexi a extenzi

	ICC				SEM			
	Úhlová rychlost otáčení 60°/s (5 opak.)		Úhlová rychlost otáčení 180°/s (15 opak.)		Úhlová rychlost otáčení 60°/s (5 opak.)		Úhlová rychlost otáčení 180°/s (15 opak.)	
	Flexe	Extenze	Flexe	Extenze	Flexe	Extenze	Flexe	Extenze
<b>MS-P</b>	0,95	0,95	0,93	0,97	7,7	11,3	6,3	6,6
<b>MS-L</b>	0,95	0,91	0,88	0,96	8,3	15,2	8,2	7,2
<b>CP -P</b>	0,92	0,93	0,92	0,97	49,7	76,5	8,8	8,2
<b>CP-L</b>	0,93	0,96	0,89	0,95	54,0	59,5	9,5	9,7
<b>PV-P</b>	0,95	0,95	0,94	0,96	5,7	7,6	11,9	12,5
<b>PV-L</b>	0,93	0,96	0,89	0,96	7,2	6,9	13,5	13,4

### Legenda

- MS-maximální síla
- CP-celková práce
- PV-průměrný výkon
- SEM-střední chyba měření v absolutních hodnotách maximální síly (MS) v Newton-metrech (Nm)
- celkové práce (CP) v Joulech (J)
- průměrný výkonu (PV) ve Watech (W) levé (L) a pravé (P) končetiny

Hodnoty ICC se pohybují pro maximální sílu pro pravou končetinu v rozmezí 0,93-0,97, pro levou je ICC 0,88-0,96 pro obě úhlové rychlosti. Hodnoty ICC u flexe byly 0,88-0,95, u extenze 0,91-0,97 pro obě rychlosti. Pro celkovou práci se ICC pohybuje 0,89-0,97. U pravé a levé končetiny je ICC celkové práce 0,92-0,97 a 0,89-0,96. Pro celkovou práci u flexe a extenze se ICC pohybuje 0,89-0,93 a 0,93-0,97 pro obě úhlové rychlosti. Pro pravou a levou končetinu je průměrný výkon ICC 0,89 – 0,96. Pro flexi a extenzi se hodnoty ICC pohybují 0,89-0,95 a 0,95-0,96. Všechny hodnoty ICC řadíme mezi vysoké. Kromě flexe v levém kolenním kloubu pro úhlovou rychlost 180°/s. Koeficient ICC pro levou končetinu (180°/s) dosahuje pro maximální sílu 0,88, pro celkovou práci 0,89, pro průměrný výkon 0,89. Všechny tyto hodnoty hodnotíme obecně jako dobré. Při srovnání s pravou končetinou jsou nižší. Z tabulky č. 3 je ve většině případů zřejmá vysoká pravolevá shoda ICC pro flexi pravé a levé dolní končetiny.

### **Reliabilita měření v kolenním kloubu na izometrickém dynamometru**

V tabulce č. 8 uvádíme ICC,  $r$  a střední chybu měření (SEM) pro maximální izometrickou sílu v kolenním kloubu v sedě. Ve všech případech Pearsonův koeficient ( $r$ ) dosahuje nižších hodnot než ICC, pohybuje se v rozmezí 0,86 – 0,95. Nejnižší  $r$  dosahuje při extenzi pravého i levého kolenního kloubu ( $r = 0,86 - 0,87$ ). Nejvyšší hodnotu  $r$  dosahuje při flexi levého i pravého kolenního kloubu ( $r = 0,9 - 0,92$ ). Reliabilita měření ověřovaná ICC dosahuje hodnot 0,9 (extenze pravého kolenního kloubu) až 0,95 (flexe pravého kolenního kloubu).

**Tabulka č. 8** Reliabilita testování maximální izometrické síly v kolenním kloubu

Pohybový úkol	Průměrný výkon (kg)	SD (kg)	ICC	<i>r</i>	SEM (kg)
<b>FlexeP1KK</b>	<b>24,75</b>	<b>10,86</b>	<b>0,95</b>	<b>0,92</b>	<b>2,21</b>
<b>FlexeP2KK</b>	<b>25,83</b>	<b>9,82</b>			
<b>FlexeL1KK</b>	<b>24,7</b>	<b>10,71</b>	<b>0,95</b>	<b>0,9</b>	<b>2,34</b>
<b>FlexeL2KK</b>	<b>25,7</b>	<b>9,6</b>			
<b>ExtenzeP1KK</b>	<b>55,11</b>	<b>22,5</b>	<b>0,90</b>	<b>0,86</b>	<b>6,17</b>
<b>ExtenzeP2KK</b>	<b>51,58</b>	<b>16,17</b>			
<b>ExtenzeL1KK</b>	<b>51,02</b>	<b>19,27</b>	<b>0,91</b>	<b>0,87</b>	<b>5,05</b>
<b>ExtenzeL2KK</b>	<b>48,44</b>	<b>14,85</b>			

#### Legenda

- SD - směrodatná odchylka
- ICC - Intraclass correlation coefficient
- *r* - Pearsonův korelační koeficient mezi testem a retestem
- SEM - střední chyba měření v absolutních hodnotách maximální síly (MS)
- P1, L1 - test pravé a levé končetiny
- P2, L2 - retest pravé a levé končetiny
- LK - loketní kloub
- KK - kolenní kloub

V tabulce č. 8 je vidět vysoká pravolevá shoda ICC i *r* pro flexi a extenzi dolních končetin, kdy se hodnoty výsledků téměř shodují

## 18. Diskuze

### Reliability různých metod izokinetického měření síly v kolenním kloubu (tabulka č. 4)

Autor	Měřicí přístroj	Velikost souboru a pohlaví	Prům. věk souboru (roky±SD)	Specifikace pohyb.úkolů	ICC*
(Deighan, De Ste Croix, & Armstrong, 2003)	Biodex	10 M	10,1 ± 0,3	30°/s a 180°/s konc. extenze, KK	0,83 a 0,90
				30°/s a 180°/s konc. flexe KK	0,76 a 0,74
				30°/s a 180°/s excen. extenze KK	0,84 a 0,72
				30°/s a 180°/s excen. flexe KK	0,63 a 0,80
(Germanou et al., 2007)	Cybex 6000	28 Ž		150°/s extenze a flexe KK	0,89 a 0,90
				120°/s extenze a flexe KK	0,92 a 0,93
				90°/s extenze a flexe KK	0,89 a 0,93
(Brown, Whitehurst, & Findley, 2005) <sup>1</sup>	Kin-Com	10 M	26,1 ± 4,1	1,04 rad/s extenze KK	0,92 <i>r**=-0,89</i>
		10 Ž	24,1 ± 4,1	4,18 rad/s flexe KK	0,98 <i>r**=-0,96</i>
(Feiring, Ellenbecker, & Derscheid, 1990)	Biodex	19 M,Ž	20-35	60, 180, 240, 300°/s extenze KK	0,95; 0,96; 0,95; 0,97
				60, 180, 240, 300°/s flexe KK	0,96; 0,97; 0,96; 0,95

<sup>1</sup> ICC (1,1); <sup>2</sup> ICC (2,1); \*Intraclass correlation coefficient; \*\*Pearsonův korelační koeficient mezi testem a retestem.

Srovnáváme-li koeficienty reliability, musíme je hodnotit ve vztahu k velikosti a věku skupiny, pohlaví, pohybového úkolu (úhlová rychlost, počet opakování) a typu použitého koeficientu (viz tabulka č. 4).

Reliabilitou izokinetické síly při extenzi a flexi kolenního kloubu při třech různých rychlostech otáčení 90°/s, 120°/s a 150°/s se zabával Germanou et al. (2007). Hodnoty uvedeného ICC patřily mezi vysoké, pohybovaly se v rozmezí 0,89-0,93 (tabulka č. 4).

Ve výzkumu Feiringa a Ellenbeckera (1990), kteří se zabývali reliabilitou měření izokinetické síly při rychlostech otáčení 60, 180, 240, 300°/s se objevují hodnoty ICC vyšší než u Germanou et al. a to od 0,95 do 0,97. Autoři Deigham, De Ste Croix and Armstrong (2003) a Feiring, Ellenbecker and Derscheid (1990) uváděli hodnoty ICC 0,74-0,90 a 0,95-0,97. Jejich naměřené nižší hodnoty mohly být způsobeny věkem jedinců (10,1 ± 0,3 roků; 20-35 roků), heterogenitou souboru (N=10 M, N=19 M, Ž) nebo použitým koeficientem reliability (Brown, Whitehurst and Findley, 2005; Cannon Kay, Tarpinning and Marino, 2008).

Hodnoty ICC jsou nejvyšší u skupiny jedinců kolem 20-30 let. U dětí jsou hodnoty reliability nižší. V závislosti na pohlaví jsou hodnoty koeficientů vyšší, pokud nejsou jedinci rozděleni a naopak (Baumgarten and Jackson, 2003).

Pro hodnocení reliability vnitrotřídního korelačního koeficientu ICC jsme v našem případě použili dalších autorů vnitrotřídní korelační koeficient, jako i v případě dalších autorů (Deighan, De ste Croix and Armstrong, 2003, Feiring, Ellenbecker and Derscheid, 1990, Germanou et al., 2007), kteří také hodnotili reliabilitu měření izokinetické síly v kolenním kloubu.

V našem měření bylo ICC pro flexi (60°/s a 180°/s) 0,93-0,95 a 0,88-94. Podobné hodnoty (0,96 a 0,97) také uveřejnil Feiring et al. (1990). Jeho skupina byla složena z mužů a žen přibližně stejném věku jako naše skupina. Koeficient reliability (ICC) se pohybuje od 0,95 pro 60°/s a 0,96 pro 180°/s.

Ve výzkumu Germanou et al. (2007) nacházíme pro flexi a extenzi téměř totožné hodnoty ICC pro 90°/s (0,89-0,93). Shodu výsledků můžeme přiřazovat podobnému izokinetickému dynamometru. Ve skupině 10 chlapců ve věku 10 let naměřil Deighan et al. (2003) hodnoty ICC pro úhlovou rychlost 180°/s 0,74 a 0,90 při

koncentrické činnosti pro flexi a extenzi. Velmi pomalá byla druhá rychlost, proto výsledky neporovnáváme.

Vyšší reliabilita byla naměřena při použití ICC u skupiny mužů a žen ve věku 20-30 let podobně jako ve studii zabývající se reliabilitou měření síly v ramenním kloubu (Strejcová, Baláš, Süs, and Martin, 2010b).

Velmi vysoké hodnoty koeficientů vidíme u heterogenní skupiny a u izokinetických dynamometrů nežli například pro ručně držené dynamometry (Strejcová, Baláš, Süs, 2010a).

V případě měření maximální izometrické kontrakce v kolenním kloubu se běžně používá ručně držený dynamometr. V studii Dunna a Iversena (2003) byla reliabilita měření zkoumána u skupiny starších jedinců o průměrném věku  $68,2 \pm 7,7$  let. Hodnoty ICC pro flexi v kolenním kloubu u pravé a levé končetiny byly 0,91 a 0,93. Pro extensory v kolenním kloubu se ICC pohyboval 0,92 pro pravou končetinu a 0,87 pro levou. Střední chyba měření (SEM) se pohybovala pro flexory 0,92-1,03 kg a extensory 1,04-1,35 kg (Dunn a Iversen, 2003). Šlo o skupinu starších osob s degenerativní chorobou zad. Na nižší hodnoty koeficientů reliability mohl mít vliv věk jedinců, choroba a použití ručně drženého dynamometru. Přesto jsou hodnoty ICC poměrně vysoké. V našem výzkumu jsou výsledky o něco vyšší (0,90-0,95), pravděpodobně z důvodu nižšího věku testovaných.

Při použití izokinetického dynamometru značky Con-Trex pro měření maximální izometrické síly byly naměřeny vysoké hodnoty ICC pro flexi a extenzi v kolenním kloubu a to 0,97-0,99 (Maffiuletti et al., 2007). Skupinu tvořilo 15 mužů a 15 žen ve věku  $30 \pm 5$  let. Výsledky K vyhodnocení výsledků bylo použito pouze ICC, z toho důvodu nelze srovnávat hodnoty  $r$  ani SEM.

Dvě studie (Cannon et al., 2008; Phillips et al., 2000) se zabývaly měřením izometrické síly v kolenním kloubu na



izokinetickém dynamometru značky Kin-Com. Ve skupině 20-30ti letých žen se ICC nalézalo na 0,94 a  $r$  se rovnalo 0,91 při 75° kolenní flexi (Cannon et al., 2008). Hodnoty ICC i  $r$  byly téměř shodné s naším výzkumem. Skupina byla věkově i početně téměř shodná. Rozdílný byl pouze úhel v kolenním kloubu.

Přibližně stejné hodnoty ukázaly minimální vliv velikosti úhlu (90° vs. 75°) na velikost koeficientů. Phillips et al. (2000) zaměřili svoji studii na izometrickou sílu kolenního kloubu při 60° flexi ve skupině 8 mužů a 12 žen ve věku 20-39 let. ICC pro flexi v kolenním kloubu bylo 0,82-0,90 a extenzi 0,86-0,96 pro nedominantní i dominantní končetinu. Kromě jednoho případu byla vždy dominantní pravá končetina, stejně jako v našem výzkumu. Velikost koeficientů je téměř shodná i přes rozdílný úhel v kolenním kloubu.

## Závěr

Reliabilita byla hodnocena vnitrotřídním korelačním koeficientem reliability (intraclass correlation coefficient, ICC) modelem (3,k) a Pearsonovým koeficientem ( $r$ ). ICC pro opakované měření maximální izokinetické síly na dynamometru Cybex Humac Norm se pro flexi a extenzi v kolenním kloubu rovná hodnotám 0,92-0,95 pro 60°/s a pro 180°/s kde ICC bylo v rozmezí 0,88-0,94. Ve stejných úhlových rychlostech se ICC pro extenzi rovná 0,91-0,96 a 0,95-0,97.

Velikost reliability měření síly dolních končetin řadíme mezi velmi vysoké. Výsledky nám ukazují vysoké hodnoty reliability měření specifické izokinetické síly v kolenním kloubu.

ICC pro opakované měření maximální izometrické síly pomocí dynamometru Vishay Tedeo-Huntleigh Model 1042 se pohyboval pro flexi a extenzi kolenního kloubu v rozmezí ICC 0,91-0,95 ( $r = 0,87-0,92$ ).

V případech flexe a extenze kolenního kloubu se hodnotami ICC přibližujeme studiím, které se také zabývaly maximální volní izometrickou kontrakcí.

Velikost reliability můžeme řadit mezi vysoké, střední chyba měření závisí na poloze účastníka při měření.

Reliabilita měření maximální síly byla větší při použití izokinetického dynamometru nežli v případě izometrického dynamometru.

Jako hlavní důvod rozdílnosti výsledků vidím především v rozdílném počtu testovaných osob, pohlaví, věku a aktuálním psychickém stavu, který je u každého individuální a prakticky neovlivnitelný ze strany testovatele.

## SEZNAM LITERATURY

BAUMGARTER, T. A., & JACKSON, A. S. (2003). *Measurement for evaluation in physical education and exercise science*. Madison, WI.: WCB/McGraw-Hill.

BEDNAŘÍK, Milan, ŠIROKÁ, Miroslava, BUJOK, Petr. *Fyzika pro gymnázia: Mechanika*. 2. vyd. Praha: Prometheus, 1997. 342 s. ISBN 80-7196-068-3.

BROWN, L. E. (2000). *Isokinetics in human performance*. Champaign, IL.: Human Kinetics.

BROWN, L. E., WHITEHURTS, M., & FINDLEY, B. W. (2005). Reliability of rate of velocity development and phase measures on an isokinetic device. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 189-192.

CANNON, J., KAY, D., TARPENNING, K. M. et al. Reproducibility and changes in twitch properties associated with age and resistance training in young and elderly women. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 2008, vol. 18, no., s. 627-635.

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie* 1. 2. vyd. Praha: Grada Publishing a.s., 2001. ISBN 80-7169-970-5.

DEIGHAN, M. A., DE STE CROIX, M. B. A., & ARMSTRONG, N. (2003). Reliability of isokinetic concentric and eccentric knee and elbow extension and flexion in 9/10 year old boys. *Isokinetics and Exercise Science*, 11, 109-115.

DELAVIER, Frédéric. *Strength Training Anatomy*. Canada : Human Kinetics, 2009. 151 s. ISBN D-736D-6368-4.

DUNN, J. C., IVERSEN, M. D. Interrater Reliability of Knee Muscle Forces Obtained by Hand-held Dynamometer from Elderly Subjects with Degenerative Back Pain. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 2003, vol. 26, no. 3, s. 23-29.

EVANS, Nick. *Bodybuilding a posilování*. 1. vyd. Brno: Computer Press a.s., 2007. ISBN 978-80-251-1637-1.

FEIRING, D. C., ELLENBECKER, T. S., & DERSCHEID, G. L. (1990). Test-retest reliability of the Biodex isokinetic dynamometer. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11(7), 298-300.

GERMANOU, E., BENEKA, A., MALLIOU, P., TSIGANOS, G., PAPALEXANDRIS, S., BIKOS, C., et al. (2007). Reproducibility of concentric isokinetic strength of the knee extensors and flexors in individuals with mild and moderate osteoarthritis of the knee. *Isokinetics and Exercise Science*, 15, 151-164.

GRASGRUBER, Pavel; CACEK, Jan. *Sportovní geny*. Brno : Computer Press, a.s., 2008. 480 s. ISBN 978-80-251-1873-3.

GOLLNICK, D. P., AND BAYLY, M. W. (1986). Biochemical training adaptation and maxima power. In: N. L. Jones, N. McCartney, and A. J. McComas (Eds.), *Human Musile Power*, pp. 226-225. Champaing Human Kinetice.

HALL, J. S. (2003). *Basic Biomechanice*. (4th ed.) Nawark: University of Delaware.

HAMAR, Dušan, LIPKOVÁ, Jana. *Fiziológia telesných cvičení*. Bratislava: Univerzita Komenského Bratislava, 2001. 174 s. ISBN 80-223-1627-X.

JANDAČKA, D., VAVERKA, F., ZAHRADNÍK, D., AND VALA, R., SVAŇOVÁ. *Přímé a nepřímé metody měření průměrného výstupního svalového výkonu*. Česká kinantropologie. (In press).

JANURA, Miroslav. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. 1. vyd.. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2003. ISBN 80-244-0644-6.

KARAS, V., OTÁHAL, S., SUŠANKA, P. *Biomechanika tělesných cvičení*. 1. vyd. Praha: SPN, 1990. 180 s. ISBN 80-04-20554-2.

MACINTOSH, B. R., GARDINER, P. F., & MCCOMAS, A. J. (2006). *Skeletal muscle: form and function*. Champaign, IL.: Human Kinetics.

MAFFIULETTI, N. A., BIZZINI, M., DESBROSSES, K. et al. Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 2007, vol. 27, no., s. 346-353.

MARIEB, E. N. (2006). *Essentials of Human Anatomy and Physiology* (8th ed.). San Francisco: Pearson Education.

MELOUN, M., MILITKÝ, J. *Statistická analýza experimentálních dat*. 1. vyd. Praha: ACADEMIA, 2004. 953 s. ISBN 80-200-1254-0.

MĚKOTA, Karel. *Měření a testy v antropomotorice - 1. díl*. 1. vyd. Olomouc: UP Olomouc, 1973. 199 s.

MĚKOTA, Karel, NOVOSAD, Jiří. *Motorické schopnosti*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2005. 175 s. ISBN 80-244-0981-x.

MIESSNER, W. *Posilujeme s činkami*. 1. vyd. České Budějovice: KOOP, 2004. ISBN 80-7232-217-6.

PHILLIPS, B. A., Lo, S. K., & MASTAGLIA, F. L. (2000). Isokinetic and isometric torque values using a Kin-Com dynamometer in normal subjects aged 20 to 69 years. *Isokinetics and Exercise Science*, 8, 147–159.

PINCIVERO, D. M., & CAMPY, R. M. (2004). The effects of rest interval length and training on quadriceps femoris muscle. Part I: Knee extensor torque and muscle fatigue. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 44(2), 111-118.

POLÁK, Josef. *Přehled středoškolské matematiky*. 6. vyd. Praha: Prometheus, 1995. 608 s. ISBN 80-85849-78-X.

STREJCOVÁ, B., BALÁŠ, J., SUSS, V., & MARTIN, A. J. (2010b). The reliability of isokinetic shoulder strength testing in regard to gender. *Acta Universitatis Carolinae Kinanthropologica*, 46(2), 109-116.

THOMAS, J. R., NELSON, J. K. *Research Methods in Physical Activity*. Champaign: Human Kinetics, 1996. 0-88011-481-9.

ZATSIORSKY, V., KRAEMER, W. *Science and practice of strength training. 2nd edition*. Champaign : Human Kinetics, 2006. 251 s. ISBN 0-7360-5628-9.