

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI  
FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY**

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**OLMOUC 2018**

**MARTIN JANEČKA**

**Univerzita Palackého v Olomouci**  
**Fakulta tělesné kultury**  
**Katedra přírodních věd v kinantropologii**

---

**Porovnání parametrů charakterizujících úroveň  
neuromuskulárního řízení kolenního kloubu při  
opakovaných vertikálních skocích s maximálním a  
submaximálním úsilím**

Bakalářská práce

*Autor: Martin Janečka*

*Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.*

---

Olomouc 2017

## **Bibliografická identifikace**

**Jméno a příjmení autora:** Martin Janečka

**Název bakalářské práce:** Porovnání parametrů charakterizujících úroveň neuromuskulárního řízení kolenního kloubu při opakovaných vertikálních skocích s maximálním a submaximálním úsilím

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

**Vedoucí bakalářské práce:** Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

**Rok obhajoby bakalářské práce:** 2018

**Abstrakt:** Bakalářská práce se zabývá parametry, které charakterizují úroveň neuromuskulárního řízení kolenního kloubu při opakovaných vertikálních skocích. Sledovaným souborem byla skupina mladých fotbalistů věkové kategorie U13.

Práce je rozdělena na část teoretickou a praktickou. Teoretická část je zaměřena na stavbu a funkci kolenního kloubu, fotbal a jeho historii a na silové a odrazové schopnosti. Praktická část analyzuje různé faktory, které ovlivňují parametry tuhost dolní končetiny a reaktivní silový index, které jsou považovány za ukazatele neuromuskulární koordinace.

**Klíčová slova:** kolenní kloub, fotbal, reaktivní silový index (RSI), tuhost končetiny (LS), pětiskok, dvacetiskok

## **Bibliographical identification**

**Author's first name and surname:** Martin Janečka

**Title of the thesis:** Comparison of parameters characterizing the level of knee joint's neuromuscular control in repetitive vertical jumps with maximal and submaximal effort

**Department:** Department of Natural Sciences in Kinanthropology

**Supervisor:** Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

**The year of presentation:** 2018

**Abstract:** The bachelor thesis deals with the parameters describing the level of neuromuscular control of the knee joint during the repeated vertical jumps. The followed cohort consists of a football players at an age group U13.

The work is divided into the theoretical and practical part. The theoretical part is focused on the structure and function of knee joint. Moreover, it is focused on football and its history, strength and spring abilities. The practical part analyses various factors, which affect the parameters of the lower limb's toughness and reactive strength index. These parameters are considered as the indicators of neuromuscular coordination.

**Keywords:** knee joint, football, reactive strength index (RSI), leg stiffness (LS), five-jump, twenty-jump

Prohlašuji, že jsem závěrečnou písemnou práci zpracoval samostatně s odbornou pomocí  
Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a řídil se  
zásadami vědecké etiky.

Děkuji touto cestou Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za odborné vedení mé bakalářské práce, za jeho pomoc, cenné rady a připomínky, které mi po celou dobu psaní mé práce ochotně poskytoval.

# OBSAH

<b>1.</b>	<b>ÚVOD .....</b>	<b>8</b>
<b>2.</b>	<b>LITERÁRNÍ PŘEHLED .....</b>	<b>9</b>
<b>2.1</b>	<b>Kolenní kloub.....</b>	<b>9</b>
<b>2.2</b>	<b>Statické stabilizátory .....</b>	<b>10</b>
2.2.1	Zkřížené vazy .....	10
2.2.2	Menisky .....	11
2.2.3	Kloubní pouzdro.....	11
<b>2.3</b>	<b>Dynamické stabilizátory .....</b>	<b>11</b>
<b>2.4</b>	<b>Biomechanika kolene .....</b>	<b>11</b>
<b>2.5</b>	<b>Pohyby kolenního kloubu .....</b>	<b>12</b>
<b>2.6</b>	<b>Fotbal.....</b>	<b>13</b>
2.6.1	Historie fotbalu.....	13
2.6.2	Zatížení ve fotbale .....	14
2.6.3	Fotbal a mládež .....	15
<b>2.7</b>	<b>Silové schopnosti.....</b>	<b>15</b>
2.7.1	Explozivní síla.....	16
<b>2.8</b>	<b>Odras .....</b>	<b>16</b>
2.8.1	Pravidlo 3 úhlů .....	16
2.8.2	Pravidlo pevné paty .....	16
<b>2.9</b>	<b>Reaktivní silový index .....</b>	<b>17</b>
<b>2.10</b>	<b>Leg stiffnes .....</b>	<b>17</b>
<b>2.11</b>	<b>Typy měření RSI a LS .....</b>	<b>18</b>
<b>2.12</b>	<b>Spring-mass model .....</b>	<b>18</b>

<b>3.</b>	<b>CÍL PRÁCE .....</b>	<b>20</b>
<b>4.</b>	<b>METODIKA .....</b>	<b>21</b>
<b>5.</b>	<b>VÝSLEDKY .....</b>	<b>24</b>
<b>6.</b>	<b>DISKUZE.....</b>	<b>30</b>
<b>7.</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>32</b>
<b>8.</b>	<b>POUŽITÁ LITERATURA .....</b>	<b>33</b>



## 1. ÚVOD

Kolenní kloub jako největší a velice složitý kloub lidského těla významně ovlivňuje výkonnost jedince ve sportu. Jedná se o velice komplexní kloub, který se uplatňuje téměř při všech pohybech a jeho zatížení při sportovní činnosti je enormní. Nejinak je tomu také ve fotbale. Koleno je v neustálé permanenci – běh, prudké změny směru pohybu, kopy, přihrávky, ztlumení míče, výskoky, osobní souboje. Při dnešním stylu fotbalu patří mezi hlavní dispozice fotbalistů rychlost, síla, koordinace a vytrvalost, tedy všechny schopnosti, které velmi souvisí s kolenním kloubem. Ten také představuje nejdůležitější kloub při vertikálních skocích. Výška vertikálního skoku je jedním z předpokladů fotbalisty při hlavičkových soubojích. Uplatňuje se hlavně na postu útočníka a obránce.

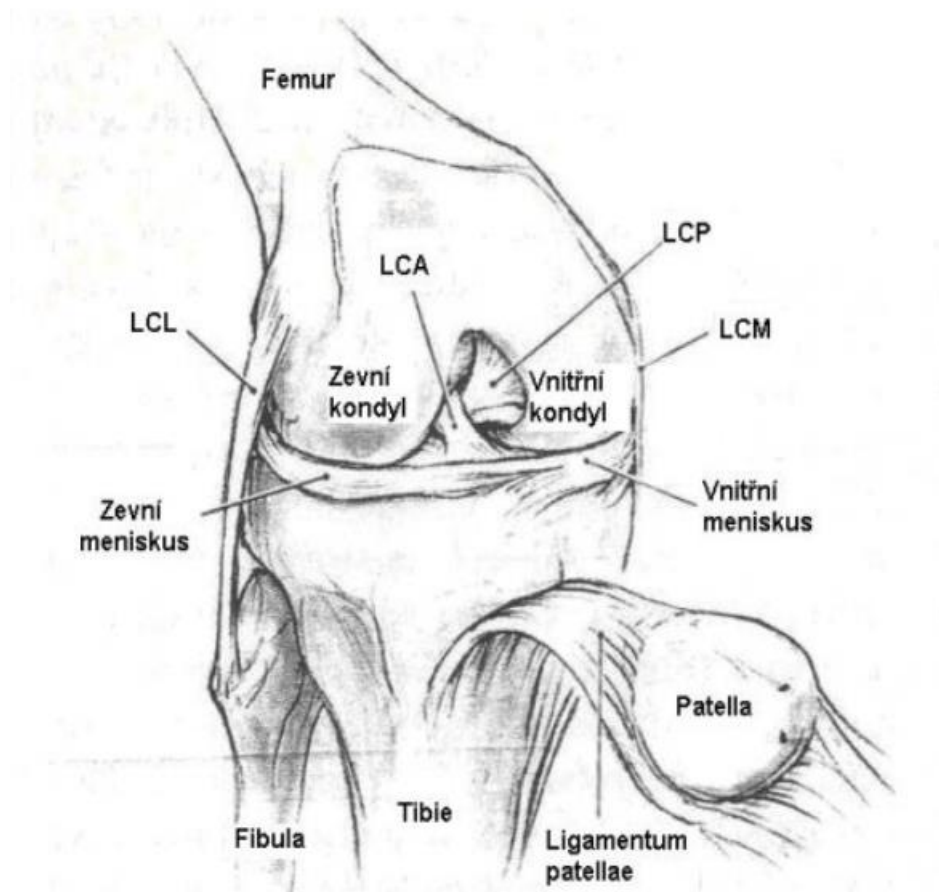
Měření vertikálních skoků můžeme rozdělit na testování v submaximální a maximální intenzitě. Při maximálním provedení zjišťujeme úroveň výbušné síly dolních končetin. Při opakovaných skocích a to jak maximální, tak submaximální intenzitou, můžeme posuzovat mechanické vlastnosti dolní končetiny, které jsou vyjádřeny např. pomocí tuhosti dolní končetiny (leg stiffness) nebo reaktivního silového indexu (reactive strength index). Ve většině prací je využíván pouze jeden parametr v rámci jednoho testu (maximální či submaximální). Z dostupné literatury není úplně zřejmé, jak se jednotlivé přístupy liší, a zda lze předpokládat obdobné výsledky.

## **2. LITERÁRNÍ PŘEHLED**

### **2.1 Kolenní kloub**

Articulatio genus neboli kloub kolenní je největší a nejsložitější kloub lidského těla (Kolář et al., 2009). Plní dva protichůdné požadavky, tj. umožňuje stabilitu při současně mobilitě (Véle, 2006). Jedná se o složený kloub, neboť se v něm stýkají femur, tibie a patela. Mezi styčné plochy femuru a tibie jsou vloženy kloubní menisky (Čihák, 2011). Kolenní kloub je vystaven velké zátěži během většiny aktivit, ať už se jedná o reakci na gravitaci, výsledek absorpce síly nebo důsledek svalové kontrakce (Hamill & Knutzen, 2003). V kolenním kloubu artikulují dvě nejdelsí kosti (Bartoníček & Heřt, 2004). Tibie při stoji směřuje svisle distálně, zatímco tělo femuru je od vertikály odkloněno, takže svírá s osou tibie fyziologický abdukční úhel, který je v rozmezí od  $170^\circ$  do  $175^\circ$  (žena má asi o  $5^\circ$  šikmější postavení díky širší pánvi). V praxi se pro vyjádření odklonění femuru používá Q-úhel, který se měří jako spojnice linie spina iliaca anterior superior se středem pately a spojnice středu pately s tuberositas tibie. Tento úhel by neměl překročit  $10^\circ$  u mužů a  $15^\circ$  u žen (Čihák, 2011).

Stabilizaci kloubu zajišťuje tvar kloubních ploch femuru a tibie, statické stabilizátory a dynamické stabilizátory. Důležitá je souhra všech faktorů v různých situacích (Nýdrle & Veselá, 1992). Stabilita kloubu je zajištěna především mohutným vazivovým aparátem a silnými svaly kolem kloubu, které se zde upínají nebo začínají (Bartoníček & Heřt, 2004).



Obrázek 1. Kolenní kloub (Nýdrle, 1992)

## 2.2 Statické stabilizátory

Mezi statické stabilizátory patří zkřížené vazy, které jsou nejvýznamnější vazivovou strukturou kolenního kloubu. Dále do statických stabilizátorů řadíme postranní vazy, menisky a kloubní pouzdro. Tyto struktury se podílejí na stabilizaci kolene bez toho, že by je musel ovládat nějaký sval. Každý z popsaných vazů stabilizuje kloub v některém směru (Nýdrle & Veselá, 1992). Kolenní kloub má nejsložitější a nejmohutnější vazivový aparát ze všech kloubů lidského těla. Vazy výrazně prominující do kloubní dutiny jsou v klinické literatuře řazeny mezi tzv. intraartikulární stabilizátory (Bartoniček & Heřt, 2004).

### 2.2.1 Zkřížené vazy

Zkřížené vazy jsou jednou ze zvláštností kolenního kloubu a současně i jeho nejvýznamnějšími stabilizátory (Bartoniček & Heřt, 2004). Podle Nýdrleho a Veselé jsou centrálními stabilizátory a nejvýznamnější vazivovou strukturou. Označení „přední“ a „zadní“ není přesné, neboť je odvozeno od tibiálního úponu obou vazů. Jejich femorální začátky jsou orientovány obráceně. Uspořádání vazů se totiž během pohybu mění. Tento popis vychází ze základního postavení kloubu, tj. extenze (Bartoniček & Heřt, 2004). Zkřížené vazy zajišťují

pevnost kolena, zejména při ohnutí, kdy se napínají. Omezují vnitřní rotaci v kloubu, tím že se na sebe navíjejí (Čihák, 2011).

### **2.2.2 Menisky**

Menisky lze nalézt v řadě kloubů lidského těla. Anatomicky, funkčně i klinicky jsou však menisky kolenního kloubu nejvýznamnější. V kolenu se nacházejí dva menisky srpkovitého tvaru. Ty se nacházejí mezi tibií a femurem. Oba jdou rozdělit na tři části – přední roh, část střední a zadní roh. Svou bází srůstají s kloubním pouzdrům a jeho prostřednictvím i s některými dalšími strukturami. Výjimku tvoří pouze úponové části předního a zadního rohu, které se od pouzdra vzdalují. Menisky jsou založeny na bázi hustého vaziva a v centrální části přechází ve vazivovou chrupavku. Úkolem menisků je rovnoměrně distribuovat tlakové síly, působit jako tlumič a napínat kloubní pouzdro. Velmi důležitá je funkce stabilizační, což platí zejména při poranění předního zkříženého vazů (Čihák, 2011).

### **2.2.3 Kloubní pouzdro**

Fibrózní vrstva kloubního pouzdra začíná na femuru asi 1-1,5 cm od okrajů kloubní plochy (Dylevský, 2009). Na tibií a na patele se upíná při okrajích kloubních ploch, na femuru o něco dále od kloubních ploch. Pouzdro vynechává epikondyly femuru, kam jsou připojeny svaly a vazy (Čihák, 2011). Na přední straně se vychlípne proximálně pod šlachou m. quadriceps femoris, na tibií se pouzdro připojuje v těsné blízkosti kloubních ploch a připíná se k bázi střední části obou menisků. Na patele lemuje okraje kloubní chrupavky. V předních partiích je kloubní pouzdro velmi slabé a zesilují ho postranní vazy (Dylevský, 2009).

## **2.3 Dynamické stabilizátory**

Dynamické stabilizátory jsou svaly, které jsou v oblasti kolene a upínají se v jeho blízkosti. Tyto svaly můžeme rozdělit na přední skupinu svalů a zadní skupinu svalů. Přední stranu tvoří především m. quadriceps femoris, kdy největší vliv na stabilitu má mediální a laterální vastus. Podle Bartoníčka a Heřta (2004) je m. quadriceps femoris nejmohutnější sval lidského těla a je tvořen čtyřmi hlavami. Zadní stranu tvoří hamstringy, kam řadíme m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. biceps femoris (Nýdrle & Veselá, 1992).

## **2.4 Biomechanika kolene**

Složitá anatomie kolenního kloubu se odráží v biomechanických principech charakteristických pro tento kloub, tj. stabilita pohybu za normálních okolností i v případě zranění (Bartoníček & Heřt, 2004).

Stehenní svalstvo se přímo podílí na pohybu a stabilizaci kloubu. Základními pohyby v kolenním kloubu jsou flexe a extenze, na kterých se podílejí extenzory (m. quadriceps femoris), flexory (m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus), také nazývané hamstringy a pes anserinus, tj. slabší flexory, spíše pak rotátory tibie (m. sartorius, m. gracilis, m. semitendinosus). Důležité poznamenat, že m. quadriceps femoris je jediným extenzorem kolene a zároveň flexorem kyčle (Nýdrle & Veselá, 1992).

## 2.5 Pohyby kolenního kloubu

Základní postavení kolenního kloubu je plná extenze. Při extenzi jsou napjaty postranní vazy a všechny vazivové útvary na zadní straně kloubu (Čihák, 2011). Za normálních okolností je rozsah pohybu 0-145° (tyto čísla popisují rozsah kolene ve stupních od extense po maximální flexi), tento údaj je závislý jak na měřené osobě, tak i na způsobu měření (Nýdrle & Veselá, 1992). Čihák udává, že rozsah kolenního kloubu je 130-160°. Z toho ovšem lze flexi provést aktivně maximálně do 140°, neboť při dosažení tohoto úhlu na sebe nalehnou svalové hmoty stehna a lýtka a pohyb nemůže aktivně pokračovat. Zbývajících 20° flexe lze provést pasivně, např. při dřepu, kdy hmotnost těla stlačí svalové hmoty.

Geometrické poměry kloubních ploch, kloubní vazy a menisky automaticky přidružují k flexi a extensi další souhyby, takže pohyb z flexe do extense a zpět je dosti složitý a probíhá takto:

- 1) Počáteční rotace, při níž se tibie točí dovnitř, je spojena s flexí v prvních 5° pohybu. Osa této rotace jde z hlavice femuru do středu laterálního kondylu, takže laterální kondyl se otáčí, mediální kondyl se posouvá. Počáteční rotací se uvolní lig. cruciatum anterius. Tento pohyb se označuje jako „odemknutí kolena“.
- 2) Valivý pohyb uskutečňuje flexi po počáteční rotaci a probíhá v meniskofemorálních kloubech – femur se valí po plochách tvořených menisky.
- 3) Posuvný (klouzavý) pohyb dokončuje flexi. V konečné fázi mění menisky kolem femuru svůj tvar a spolu s kondyly se posunují po tibií dozadu. Konečná fáze flexe je tedy spojena s „posuvným“ pohybem v kloubu meniskotibiálním (Čihák, 2011).

Příčinou těchto různých pohybů je tvar kloubních ploch a průběh a uspořádání hlavních vazů kloubu (Čihák, 2011).

Na vlastní průběh flexe v kolenním kloubu existují dvě základní, poněkud odlišné teorie. Klasickou vypracovala německá anatomická škola (bratři Weberové 1836, Meyer 1853, Fick 1911, Strasser 1917) a traduje se v podstatě nezměněna dodnes. Proti některým faktům této

teorie vystoupil v roce 1974 Menschik, který vycházel z analýzy geometrického modelu kloubu. O jeho teorii se pak ve své knize opírá W. Muller. Zjednodušeně lze říct, že podle první teorie dochází nejdříve k pohybu valivém a poté k pohybu klouzavému. Podle druhé probíhají oba pohyby současně a mění se pouze jejich vzájemný poměr (Bartoníček & Heřt, 2004).

Při extenzi probíhá celý pohyb opačně. Extenze začíná posuvným pohybem dopředu, pokračuje valivým pohybem femuru po kondylech a končí doplněna „závěrečnou rotací“ tibie zevně, která způsobí opětne „uzamknutí“ kolenního kloubu (Čihák, 2011). Při extenzi dochází k napínání ligamentózního aparátu, především to jsou tedy postranní kolaterální vazy (Véle, 2006).

## **2.6 Fotbal**

Fotbal je týmová, sportovní, branková hra, která patří k nejoblíbenějším sportům v naší zemi (Votík, 2005). Je to soutěživá činnost, při které se hráči snaží dostat míč dovořeným způsobem co nejčastěji do soupeřovy branky a zároveň se snaží zabránit soupeřovi ve stejném úsilí. Zápas je ohraničen časově podle věkových kategorií (Večeřa & Nováček, 1995). Celosvětově je fotbal tím nejoblíbenějším sportem vůbec. Může se provozovat na jakékoliv úrovni, od amatérských fotbalových klubů na okresní úrovni, až po profesionální soutěže. Na profesionální úrovni se už stává fotbal ekonomickým, politickým a společenským fenoménem. Může ovlivňovat kulturní měřítka dané země, náladu a povahu obyvatel. To jsme mohli vidět na příkladu z roku 2014, kdy se pořádalo mistrovství světa ve fotbale v Brazílii. Domácí národní mužstvo se dostalo do semifinále turnaje, kde ale potupně prohrálo s budoucími mistry světa Němci. V celé Brazílii zavládl chaos, lidé nevěděli co se děje. Zemi zahalil smutek. Někteří obyvatelé Brazílie dokonce přemýšleli nad sebevraždou. I do takového katastrofálního rozpoložení může dostat jeden fotbalový zápas takovou velkou zemi, jakou Brazílie je.

### **2.6.1 Historie fotbalu**

Historické kořeny fotbalu jsou mnohem starší, než se většinou uvádí ve spojitosti s 19. stoletím v Anglii a sahají opravdu až do staré Číny a Egypta. Počátky fotbalu lze najít již roku 2500 př. n. l. v čínské hře tsu chu. Název fotbal pochází z anglického slova foot-ball (Večeřa & Nováček, 1995). Z pohledu moderního fotbalu se za kolébku považuje Anglie, s nově vypracovanými pravidly v polovině 19. století. Jedenáct anglických klubů zakládá v roce 1863 fotbalovou asociaci a jsou přijata první oficiální pravidla fotbalu. Základy současného fotbalu se tak začaly šířit do celého světa. V roce 1904 je založena Mezinárodní fotbalová asociace – francouzsky Fédération Internationale de Football Association (FIFA) a v roce 1930 se

v Uruguayi koná první mistrovství světa za účasti třinácti států (Buzek, 2007). V současné době má FIFA 209 členů. Jenom pro přiblížení Organizace spojených národů (OSN) má 193 členů.

Náš český fotbal se začal formovat již za Rakouska-Uherska a po vzniku Československa se rozvíjel rychlým tempem (Buzek, 2007). A české úspěchy na sebe nenechali dlouho čekat. Důležité je určitě vyzdvihnout úspěch „zlatých hochů“ z mistrovství světa v Itálii 1934, kdy naše reprezentace prohrála až ve finále s pořadající zemí Itálií. Za tým Československa hráli hráči jako František Plánička, Oldřich Nejedlý a Antonín Puč. Druhým finálovým úspěchem, a tím pádem i titulem vicemistrů světa se Českoslovenští reprezentanti mohli pochlubit v roce 1962, kdy naši reprezentanti podlehl ve finále Brazílii v Chile. V našem týmu hrál i Josef Masopust, který ve stejném roce obdržel Zlatý míč (cenu pro nejlepšího fotbalistu působícího v Evropě). Druhým držitelem Zlatého míče je Pavel Nedvěd z roku 2003. Památné je vítězství na mistrovství Evropy v roce 1976, které pořádala Jugoslávie. Tam jsme ve finále porazili až na penalty Spolkovou republiku Německo. Památný moment se stal v penaltovém rozstřelu v páté sérii, kdy šel pokutový kop zahrávat Antonín Panenka a jemným „dloubáčkem“ doprostřed branky zařídil vítězství. V dnešní době je znám pod názvem „vršovický dloubák“, díky působení Antonína Panenky v pražských Bohemians.

### **2.6.2 Zatížení ve fotbale**

Herní zatížení je určováno objemem, intenzitou a složitostí činností v průběhu utkání. Objem zatížení hráče v utkání je dán délkou utkání a velikostí hřiště, je určen sumou herních činností jednotlivce, kombinací i standardních situací v průběhu řešení útočných a obranných fází, jejich trváním a počtem opakování v průběhu zápasu. Intenzita zatížení je charakterizována nepravidelným střídáním všech jejích stupňů (maximální, submaximální, střední a mírné). Proporce stupňů intenzity zatížení jsou ovlivňovány důležitostí utkání, kvalitou týmů a hráčů (např. kondiční a technickou úrovní), postem hráče a zapojováním konkrétního hráče do určitých herních situací (Votík, 2005).

Zatížení v utkání rozvíjí především vytrvalost v rychlosti, výbušnou sílu svalů dolních končetin a koordinaci, převažuje aerobní energetická přeměna nad anaerobní. Ztráta hmotnosti po utkání činí 1-3 kg. Průměrná tepová frekvence v průběhu utkání je 165-175 tepů za minutu (Večeřa & Nováček, 1995).

Z biochemického hlediska je fotbal velmi složitou činností. Zahrnuje různé druhy cyklických a acyklických pohybů, které tvoří v celkové činnosti hráče určitou dialektickou jednotu. Také morfologické hledisko je u hráče nutné respektovat v souvislosti

s charakteristikou fotbalu. Pro náročné požadavky hry jsou nejvhodnější mezomorfní typy s dobrou pohyblivostí, vytrvalostí, rychlou reakcí, rychlou frekvencí nohou a dostatečnou silou zvláště dolních končetin (Večeřa & Nováček, 1995).

### **2.6.3 Fotbal a mládež**

Ve sportovních aktivitách žáci nacházejí prostor k osvojování nových pohybových dovedností, učí se uplatňovat osvojené pohybové dovednosti v různém prostředí a s různými účinky (Tupý, 1996). Mladí fotbalisté se postupně zapojují do systému sportovního tréninku. Ten lze charakterizovat jako dlouhodobě systémově řízený proces sportovní přípravy prioritně zaměřený na zvyšování sportovní výkonnosti (Fajfer, 2005).

## **2.7 Silové schopnosti**

Síla je schopnost překonávat, udržovat nebo brzdit odpor svalovou kontrakcí při dynamickém nebo statickém režimu svalové činnosti (Lehnert, Novosad, Neuls, Langer & Botek, 2010). Pavlík et al. (2010) definuje silové schopnosti jako předpoklady člověka překonávat vysoký odpor břemene nebo vlastního těla pomocí svalového úsilí. Silové schopnosti jsou ve všech svých formách základními a rozhodujícími schopnostmi jedince, bez kterých se nemohou ostatní motorické schopnosti projevit (Hájek, 2001). Bedřich (2006) popisuje silové schopnosti jako souhrn vnitřních předpokladů pro vyvinutí síly ve smyslu fyzikálním. Síla jako motorická schopnost je definována jako schopnost překonávat odpor vnějších a vnitřních sil podle zadaného pohybového úkolu a to prostřednictvím svalového napětí (Hájek, 2001). Silové schopnosti hrají určitou úlohu ve všech sportovních odvětvích. Geneticky jsou určovány zhruba ze 65 %. Síla statická (z 55 %) je tréninkem více ovlivnitelná než síla dynamická, dědičně určená asi ze 75 % (Havlíčková, 1993).

Pavlík et al. (2010) dělí silové schopnosti na statickou silovou a dynamickou silovou schopnost.

Statická síla:

- 1) Krátkodobá statická síla - schopnost provést maximální svalový stah po dobu několika sekund. Tzn. maximální síla = základní svalový potenciál.
- 2) Vytrvalostní statická síla - výdrž. Schopnost vyvíjet sílu několik desítek sekund, minut. Výdrž v obtížné poloze.



Dynamická síla:

- 1) Explosivně silová schopnost – schopnost vyvinout co největší rychlost při překonání odporu – startovní síla = co nejrychlejší stah proti pevnému odporu.
- 2) Rychlostně silová schopnost – schopnost vyvinout opakovaně největší rychlost při překonání odporu, např. záběry při cyklistickém startu, kdy ještě nejde o setrvačný pohyb.
- 3) Vytrvalostně silová schopnost – schopnost opakovaně (po dlouhou dobu) překonávat odpor při dlouhodobých frekvenčních nebo cyklických pohybech.
- 4) Amortizačně silová schopnost – schopnost, při níž jde o auxotonický (excentrický) stah = sval se napíná a současně prodlužuje.

### **2.7.1 Explosivní síla**

Explosivní síla, také nazývaná jako síla výbušná, je jednou z hlavních složek silových schopností, které uplatňujeme při sportovním výkonu. Explosivní síla je charakteristická maximálním zrychlením při středních a nižších odporech. Schopnost využití svalové síly k rychlému pohybu se nazývá výbušnost. Je rozvíjena při takových cvičeních, kdy se sportovec snaží o maximální zrychlení pohybu. Nejvýznamnější explosivní síla se vyskytuje u dolních končetin (Dovalil, 1987).

## **2.8 Odraz**

Provedení odrazu závisí na základních pravidlech, na druhu cvičení a na individuálních vlastnostech cvičence. Odrazem rozumíme každý pohyb, jímž uvádíme do pohybu těžiště těla silou dolní končetiny (Selinger, 1960).

### **2.8.1 Pravidlo 3 úhlů**

Před každým odrazem je nutno zmenšit tři úhly: úhel kyčelního kloubu, úhel kolenního kloubu a úhel kloubu hlezenního. Při odrazu se zvětšuje nejdříve úhel kloubu kyčelního, pak kolenního a nakonec hlezenního. Uvedené změny úhlů nejsou od sebe odděleny, nýbrž plynule do sebe zasahují (Selinger, 1960).

### **2.8.2 Pravidlo pevné paty**

Při odrazu musí celé chodidlo spočívat na zemi, jestliže ovšem zvláštní poloha těla neznemožní nebo zvláštní účel cvičení nevyklučuje tuto základní polohu. Při normálně prováděném odrazu musí pata pevně spočívat na zemi v době největšího náporu sil. Opírá-li se v této době největšího náporu chodidlo pouze špičkou, tu je pata velkou silou stlačována k zemi a je velmi pracovně zatížen dvojhlavý lýtkový sval, který má zabránit stlačování paty k zemi.

Není-li splněna zásada pevné paty při odrazu, je pohyb pracovní neekonomický (Selinger, 1960).

## **2.9 Reaktivní silový index**

Reaktivní silový index (RSI) je individuální schopnost změny excentrické kontrakce na kontrakci koncentrickou v průběhu cyklu natažení a zkrácení (stretch-shortening cycle), který můžeme popsat jako rychlé aktivní protažení svalu (excentrickou kontrakci) následovanou okamžitým zkrácením (koncentrickou kontrakcí) daného svalu. Je velice individuální a měří se jako poměr výšky skoku a doby trvání kontaktu s odrazovou podložkou (Lloyd et al., 2012).

Flanagan, Ebben a Jensen (2008) popisují, že RSI neboli reactive strength index byl vyvinut pro sledování zatížení komplexu svalů a šlach během plyometrických cvičení. Popisuje míru schopnosti jedince vyvinout reaktivní a výbušnou sílu. Vyhodnocuje přechod z excentrické fáze kontrakce na svalovou kontrakci koncentrickou.

Reaktivní silový index popisuje vztah mezi výškou skoku a dobou kontaktu s podložkou. Reflektuje odrazové schopnosti zkoumaného respondenta (Flanagan & Comyns, 2005).

V souvislosti s RSI je také často zmiňován pojem stretch-shortening cycle (SSC). SSC je charakterizován počáteční excentrickou kontrakcí a následnou koncentrickou kontrakcí. Jednotlivé SSC cykly tedy tvoří základ lidské lokomoce (Komi, 2000).

Měření SSC bylo prováděno v laboratořích a bylo to poměrně drahé, složité a časově náročné. V dnešní době se používají spíše alternativní metody měření, které jsou levné a dostupné. Pro toto měření můžeme využít kontaktní podložky, z kterých je možné vyhodnotit dobu oporové a bezoporové fáze a následně výšku skoku či výkon jednotlivých vertikálních skoků (Markovic et al., 2004).

## **2.10 Leg stiffness**

Mezi další parametry, které mohou být odvozeny z vertikálního skoku, patří tuhost končetiny (leg stiffness = LS). Může charakterizovat provedení skoku (Hobara et al., 2008), maximální rychlost skákání (Chelly & Denis, 2001) a ekonomiku běhu (Kerdok et al., 2002). LS se tradičně měří v laboratoři (ale není to podmínkou) s využitím silových plošin (Granata, Padua, & Wilson, 2002). V poslední době byl navržen také postup umožňující kvantifikaci tuhosti končetiny z kontaktních časů, doby letu a tělesné hmotnosti (Dalleau et al., 2004).

Tělo člověka musí mít určitou míru elasticity, aby mohlo odolávat mechanickým silám. Elasticita charakterizuje absorpci a obnovu energie prostřednictvím svalů a šlach. Umožňuje

tkáním vrátit se do původního tvaru. Chování našeho těla můžeme přirovnat k pružině. Jednou z tkání, která se chová jako pružina, absorbuje a uvolňuje elastickou energii během lidského pohybu, je Achillova šlacha. Odhaduje se, že Achillova šlacha je schopna akumulovat a následně využít 35 % mechanické energie potřebné k chůzi či běhu (Struzik & Zawadzki, 2016).

Předchozí výzkumy ukázaly, že regulace tuhosti končetin může hrát důležitou roli při optimalizaci pohybu člověka. Například bylo prokázáno, že tuhost končetiny se zvyšuje při běhu a při zvýšené frekvenci kroku. Schopnost zvyšovat a udržovat vysokou tuhost se považuje za důležitý faktor maximálního výkonu měřeného během výbušného cvičení (Arampatzis, 1999).

## **2.11 Typy měření RSI a LS**

V minulosti chyběly informace o validitě a reliabilitě testů, které by měřily LS a RSI u mladých osob. Lloyd et al., (2009) použili kontaktní koberec k měření reliability parametrů RSI a LS při vertikálních skocích s maximální (pět maximálních skoků) a submaximální intenzitou (frekvence skákání od 2,0 Hz po 2,5 Hz). Dále ověřovali měření LS při použití údajů z kontaktních koberců v porovnání s údaji ze silových plošin (Lloyd et al., 2009).

Při experimentu popsaném ve studii Dalleau (2004), každý respondent měl k dispozici deset minut na to se zahřát. Důležité u tohoto testu bylo, že se skákalo v různých frekvencích a na to se museli respondenti připravit. Testování bylo provedeno ve dvou částech. V první části byl měřen LS, při skákání na obou dolních končetinách s frekvencí od 1,8 do 4,0 Hz. Testování skákali podle zvukového signálu z elektronického metronomu. LS byl vypočítán jak pro každý skok tak souhrnně (průměr všech skoků). Při každé frekvenci skákaly měřené osoby 10 s na silové plošině s rukama umístěnými na kyčlích. Ve druhém experimentu byl LS měřen u maximálních skoků. Respondenti provedli deset maximálních skoků na silové plošině pokryté kontaktním kobercem. Přitom se testování snažili udržovat končetiny v plné extenzi a ruce měli v bok, aby bylo testování co nejspolehlivější. U každého respondenta byla jako výsledek testu vybrána tuhost, která odpovídala maximálnímu výkonu.

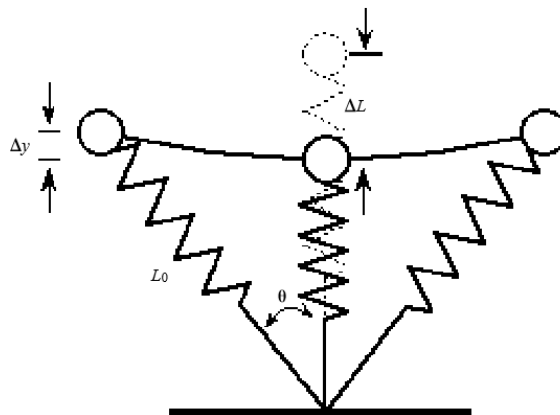
## **2.12 Spring-mass model**

Při běhání, klusání a různých typech skákání se vytváří energie, která působí na podložku, kde je absorbována a vrací se nazpět jako elastická energie (Cavagna et al., 1964). Tento děj zahrnuje svaly, šlachy a vazy, které se střídavě protahují, ukládají a uvolňují elastickou energii, během doby co jsou nohy v kontaktu s podložkou (Heglung, 1981). Dlouhá a kompatibilní

achilova šlacha je příkladem pružiny, která ukládá a vrací elastickou energii během pohybu. U skákání člověka samotná Achilova šlacha zachovává až 35 % mechanické energie potřebné pro daný prvek (Cavagna et al., 1964).

Nejjednodušší aplikace je spring-mass model, což je pružinový systém, kdy je pohyb pouze vertikální nebo běh na místě či skákání. Tento model umožňuje přesné předpovědi mechaniky lidského skákání na místě (Farley et al., 1991). V tomto čistě vertikálním modelu je nejdůležitějším faktorem tuhost končetiny a časové intervaly ve vzduchu nebo v kontaktu s podložkou. Experimenty ukazují, že LS se mění více než dvojnásobně, když lidé skákají na místě s různou frekvencí skoků. Tato tuhost pružiny nohou může být upravena, když se změní míra flexe v kolenním kloubu při kontaktu chodidel s podložkou (Greene & McMahon, 1979).

Při vertikálním skoku na místě, na rozdíl od pohybu směrem vpřed, je nožní pružina orientovaná svisle po celou dobu, kdy jsou nohy na zemi. Když se tělo pohybuje dopředu, v okamžiku, kdy nohy jsou na zemi, je směr nožní pružiny šikmý (obr 2). Výsledkem je, že vertikální pohyby těla a doba dotyku se zemí závisí na kombinaci tuhosti nožní pružiny a úhlu, který nožní pružina musí překonávat (McMahon & Cheng, 1990).



Obrázek 2. Schéma pohybu těla vertikálně a směrem vpřed (Farley, 1993)

### **3. CÍL PRÁCE**

Cílem této práce bylo porovnání parametrů, které charakterizují úroveň neuromuskulárního řízení kolenního kloubu při opakovaných vertikálních skocích s maximálním a submaximálním úsilím u mladých fotbalistů věkové kategorie U13.

## 4. METODIKA

Soubor tvořilo 13 hráčů fotbalového klubu Sigmy Olomouc, kteří spadají do věkové kategorie U13. Před samotným měřením jsme zjišťovali výšku, hmotnost a věk jednotlivých respondentů. Přehled dat viz tabulka 1. Všichni respondenti byli seznámeni s průběhem měření, jeho cíli i metodikou. Měření se zúčastnili pouze zdraví jedinci.

**Tabulka 1.** Charakteristika kategorie U13

Hráči	Výška	Váha	Věk
testovaný 1	171,0	55,9	13,6
testovaný 2	156,8	46,9	13,3
testovaný 3	168,6	49,6	13,5
testovaný 4	170,5	57,6	12,8
testovaný 5	144,7	40,8	13,6
testovaný 6	157,6	39,3	13,6
testovaný 7	166,0	46,9	13,6
testovaný 8	166,2	55,0	13,6
testovaný 9	152,4	45,7	12,7
testovaný 10	146,7	37,4	13,7
testovaný 11	161,4	40,9	13,0
testovaný 12	165,1	49,2	13,0
testovaný 13	179,1	77,0	12,9

### Metody

K měření doby kontaktu a doby letu v jednotlivých vertikální skocích byly použity silová plošina PS-2142 (Pasco, Roseville, CA, USA) v případě opakovaných skoků při submaximálním úsilí a kontaktní koberec (Fitronic, Bratislava, Slovensko) v případě opakovaných skoků při maximálním úsilí.

### Průběh měření a zkoumané parametry

Testované osoby absolvovali před testováním společné rozcvičení. Nejprve se všichni lehce rozklusali, poté následovalo dynamické protažení těla. Před poslední fází rozcvičení dostal každý prostor pro sebe, aby se testovaní mohli doprotáhnout, každý co potřebuje. Na závěr všichni provedli speciální skokové cvičení, které sloužilo jako průprava pro samotné testování.

### **Tuhost dolní končetiny (Leg stiffness)**

Měření tuhosti dolní končetiny bylo prováděno při submaximálním bilaterálním testu poskoků. Skoky byly prováděny frekvencí 2,5 Hz. Druhým parametrem měření byla relativní tuhost dolní končetiny, která byla normalizována délkou dolní končetiny a tělesnou hmotností.

Testovaní stáli na silové plošině s rovnoměrně rozloženou hmotností těla na obě dvě nohy. Testovaný začal skákat sounož a následně udržoval skokovou frekvenci 2,5 Hz. Frekvence byla udržována podle zvuku, který vycházel z metronomu Wittner (GmbH & Co. KG, Isny, Německo). Testovaná osoba udržovala ruce v bok. Testování proběhlo ve třech sériích, přičemž první série byla zkušební a další dvě byly měřené. Mezi každou sérií byl dostatečný interval odpočinku.

V každé sérii bylo pro další analýzu použito deset po sobě jdoucích skoků (6. až 15. skok) Tuhost dolní končetiny byla vypočítána podle rovnice Dalleau, Belli, Viale, Lacour & Bourdin (2004) z tělesné hmotnosti, doby kontaktu s podložkou ( $T_c$ ) a letové fáze ( $T_f$ ).

$$\text{Tuhost dolní končetiny} = [m * \pi (T_f + T_c)] / T_c^2 * [(T_f + T_c / \pi) - (T_c / 4)]$$

### **Reaktivní silový index (Reactive strength index)**

Testovaní stáli na silové plošině s rovnoměrně rozloženou hmotností těla na obě dvě nohy. Testovaní byli požádáni, aby na místě vyskočili šestkrát. První výskok byl proveden na signál, poté bylo provedeno pět skoků s maximální výškou skoku. Po posledním skoku, testovaný zaujal základní pozici a čekal na závěrečný signál. Testování probíhalo ve třech sériích, přičemž první série byla zkušební a další dvě byly měřené. Mezi každou sérií byl dostatečný interval odpočinku.

První skok byl odebrán z analýzy, zbývajících pět skoků bylo použito pro výpočet RSI.

$$\text{RSI} = 9,81 * T_f^2 / 8 / T_c$$

kde  $T_f$  je doba letu,  $T_c$  je doba kontaktu

Pro statistickou analýzu byla použita nejvyšší dosažená hodnota (parametr Maximum) a průměrná hodnota RSI z pěti skoků (parametr Průměr).

### **Statistické zpracování dat**

Data byla zpracována pomocí software Statistica (verze 12, StatSoft, Tulsa, USA). Nejdříve byly vypočítány základní statistické charakteristiky: průměr, medián, maximum,

minimum, směrodatná odchylka. Test Kolmogorov-Smirnov potvrdil normální rozložení dat. Dále byla provedena korelace (Pearsonův korelační koeficient) mezi parametry maximum a průměr. Pro další výpočty bylo počítáno již pouze s parametrem průměr. Dále byly vypočítány korelace mezi výsledky testů s maximálními a submaximální intenzitou a také mezi parametry tuhost dolní končetiny, relativní tuhost dolní končetiny a reaktivní silový index. Ve všech případech byl použit Pearsonův korelační koeficient.



## 5. VÝSLEDKY

Měření probíhalo ve dvou částech. V první části byly měřeny proměnné při opakovaných vertikálních skocích submaximální intenzitou pomocí dvacetiskoků (dvacetiskok). Ve druhé části byly měřeny proměnné při opakovaných vertikálních skocích s maximální intenzitou. Při těchto podmínkách jsme měřili pět po sobě jdoucích vertikálních skoků (pětiskok). Základní statistické charakteristiky u sledovaných parametrů: (LS, RSI a RLS) jsou uvedeny v tabulce 2.

**Tabulka 2.** Základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů

Test	Parametr	Průměr/Maximum	M	Mdn	Min	Max	SD
Dvacetiskok	LS	Maximum	25,9	24,1	20,4	38,0	5,5
Dvacetiskok	LS	Průměr	23,6	21,5	18,5	35,1	5,3
Dvacetiskok	RLS	Maximum	38,3	36,1	29,6	52,2	7,3
Dvacetiskok	RLS	Průměr	34,8	33,6	27,3	48,2	6,6
Dvacetiskok	RSI	Maximum	0,3	0,3	0,2	0,5	0,1
Dvacetiskok	RSI	Průměr	0,3	0,3	0,2	0,4	0,1
Pětiskok	LS	Maximum	19,7	18,3	16,0	27,9	3,7
Pětiskok	LS	Průměr	16,9	16,5	12,9	23,9	3,3
Pětiskok	RLS	Maximum	29,4	28,7	20,8	38,3	6,0
Pětiskok	RLS	Průměr	25,2	25,2	18,6	32,8	5,2
Pětiskok	RSI	Maximum	1,5	1,5	1,0	1,9	0,3
Pětiskok	RSI	Průměr	1,4	1,3	0,9	1,7	0,2

*Vysvětlivky:* M – aritmetický průměr, Mdn – medián, Min – minimum, Max – maximum, SD – směrodatná odchylka

Všechna data byla vypočítána z následujících proměnných: doba letu (tf), doba kontaktu (tc), hmotnost (m) a délka končetiny (LL).

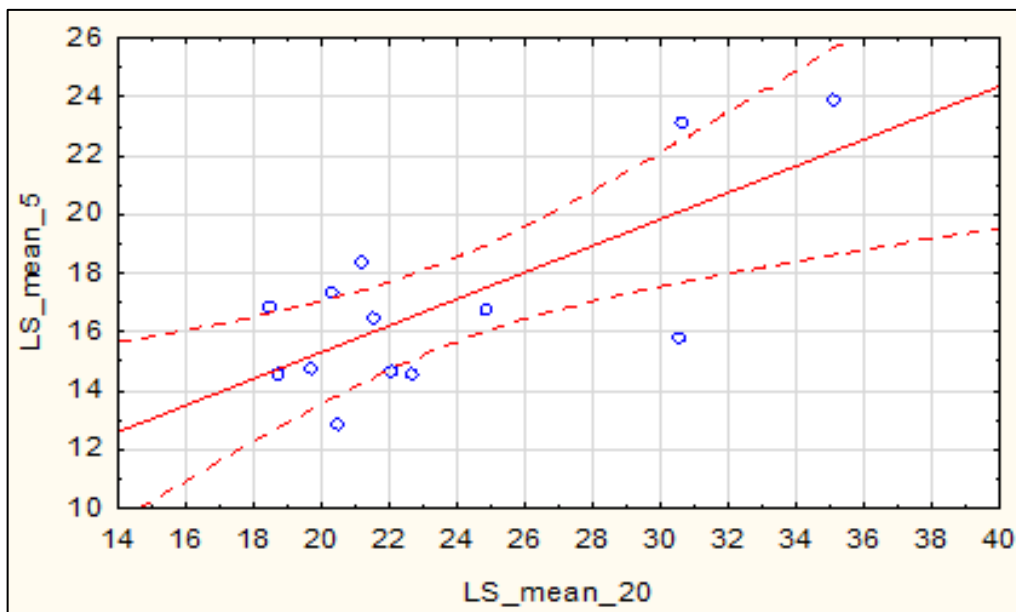
Korelace mezi parametry Průměr a Maximum byly ve všech případech velmi vysoké. Korelační koeficient dosahoval hodnot 0,97 až 0,99, což je označováno jako vysoká korelace (Budíková, 2010).

Dále hodnoceny korelace mezi odpovídajícími parametry naměřenými při dvacetiskoku a pětiskoku (tabulka 3, obrázky 3-5).

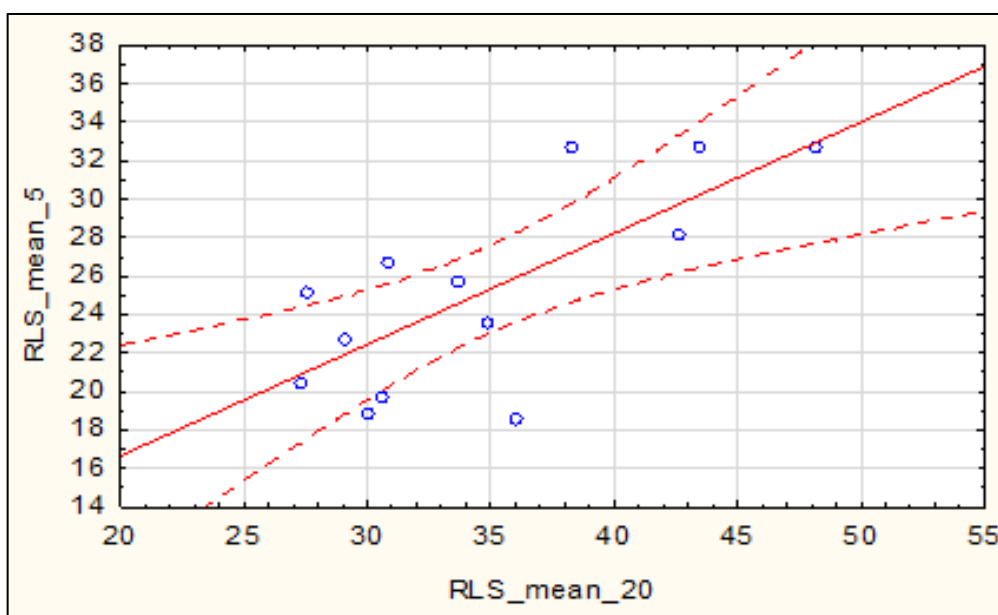
**Tabulka 3.** Korelace parametrů při dvacetiskoku a pětiskoku

LS	RLS	RSI
0,729	0,732	0,541

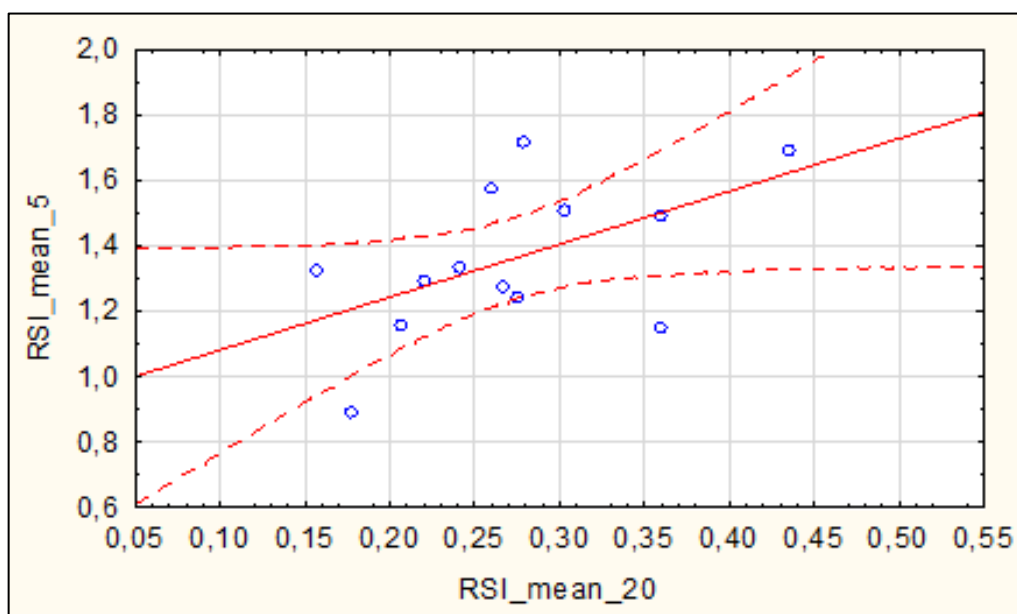
Výsledky ukazují, že u parametru LS a RLS je korelace vysoká (Budíková, 2010) tzn., že výsledky naměřené při dvacetiskoku a pětiskoku jsou si velmi podobné. Korelační koeficienty by v obou případech statisticky významné ( $p = 0,005$ ;  $p = 0,004$ ). U parametru RSI je korelace střední, a není statisticky významná ( $p = 0,056$ ). To znamená, že výsledky naměřené v obou testech se neshodují. Můžeme tedy říct, že parametry LS a RLS je možné analyzovat v obou testech (maximální vs. submaximální) s podobným výsledkem, zatímco pro parametr RSI je důležité rozhodnout, který test má větší výpovědní hodnotu.



Obrázek 3. Korelace LS mezi pětiskokem a dvacetiskokem



Obrázek 4. Korelace RLS mezi pětiskokem a dvacetiskokem



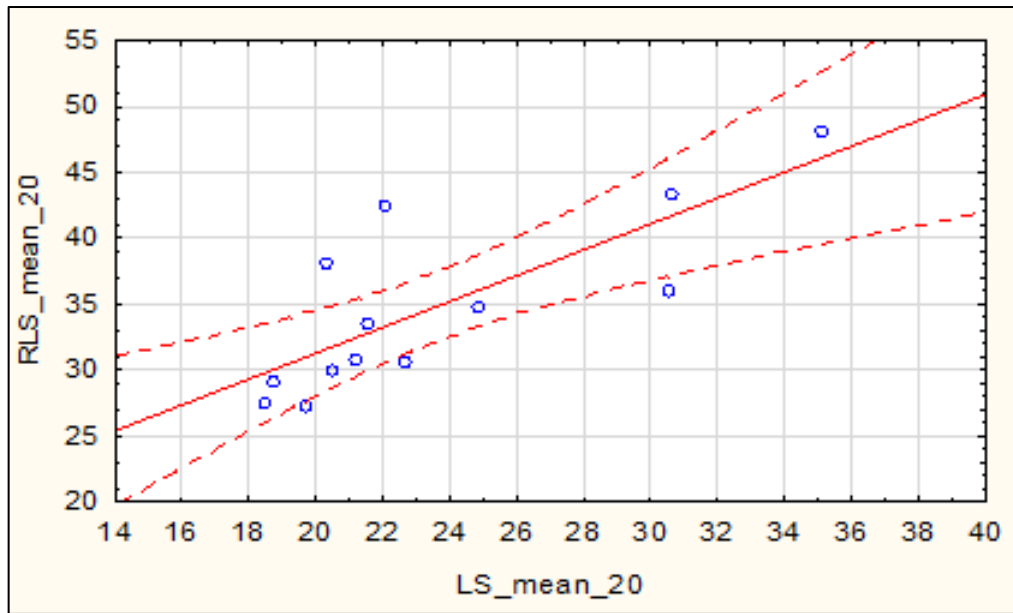
Obrázek 5. Korelace RSI mezi pětiskokem a dvacetiskokem

Dále jsme zjišťovali korelaci parametrů tuhost dolní končetiny, relativní tuhost dolní končetiny a reaktivní silový index v jednotlivých testech: dvacetiskok (tabulka 4, obrázky 6-8) a pětiskok (tabulka 5, obrázky 9-11).

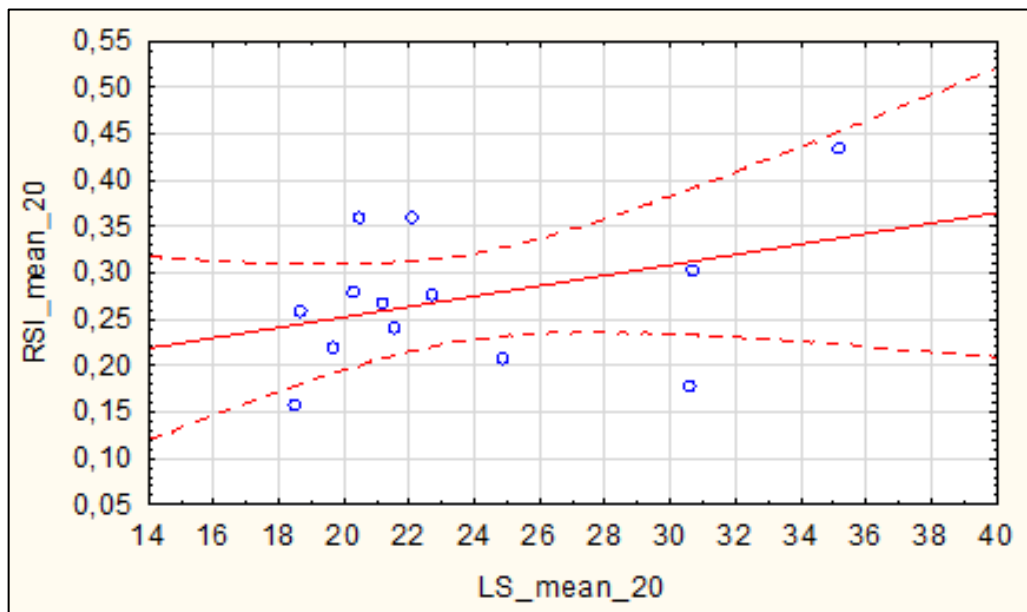
**Tabulka 4.** Korelace parametrů naměřených v dvacetiskoku

Parametr	RLS	RSI
LS	0,779	0,378
RLS	1	0,639

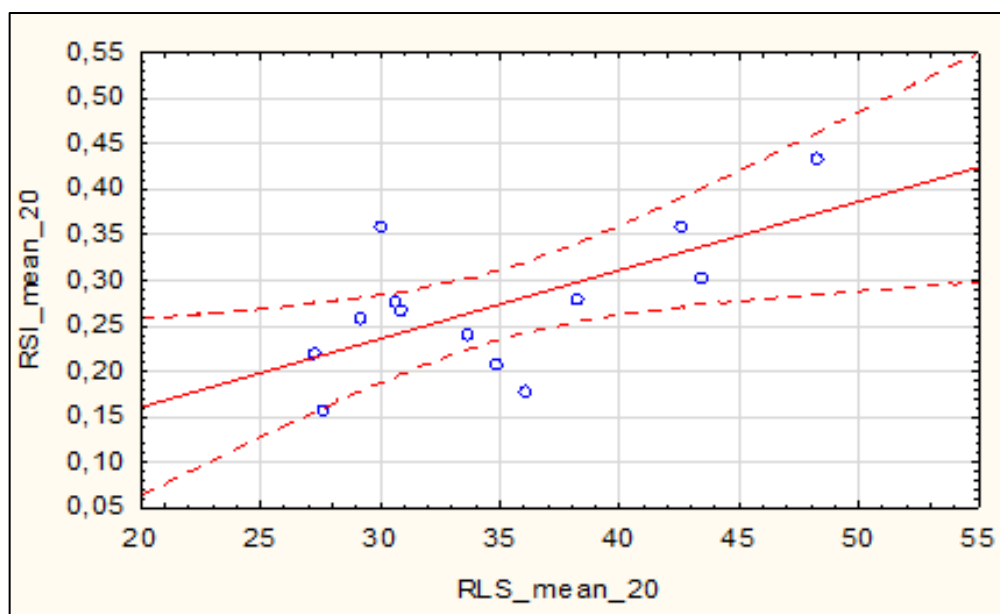
V tabulce vidíme, že vysoká korelace je mezi parametry LS a RLS dále také mezi parametry RSI a RLS. Je to zapříčiněné tím, z kterých naměřených proměnných vycházíme. Co se týče korelace LS a RLS, tak se dalo předpokládat, že tyto dva parametry budou velmi korelovat, protože RLS se odvozuje od LS a zároveň se ve vzorecích pro výpočet se potkávají tři stejné proměnné doba letu, doba kontaktu a hmotnost, liší se až ve čtvrté proměnné což je délka končetiny u RLS. Nejméně mezi sebou korelovaly parametry LS a RSI.



Obrázek 6. Korelace dvacetiskoku mezi RLS a LS



Obrázek 7. Korelace dvacetiskoku mezi RSI a LS

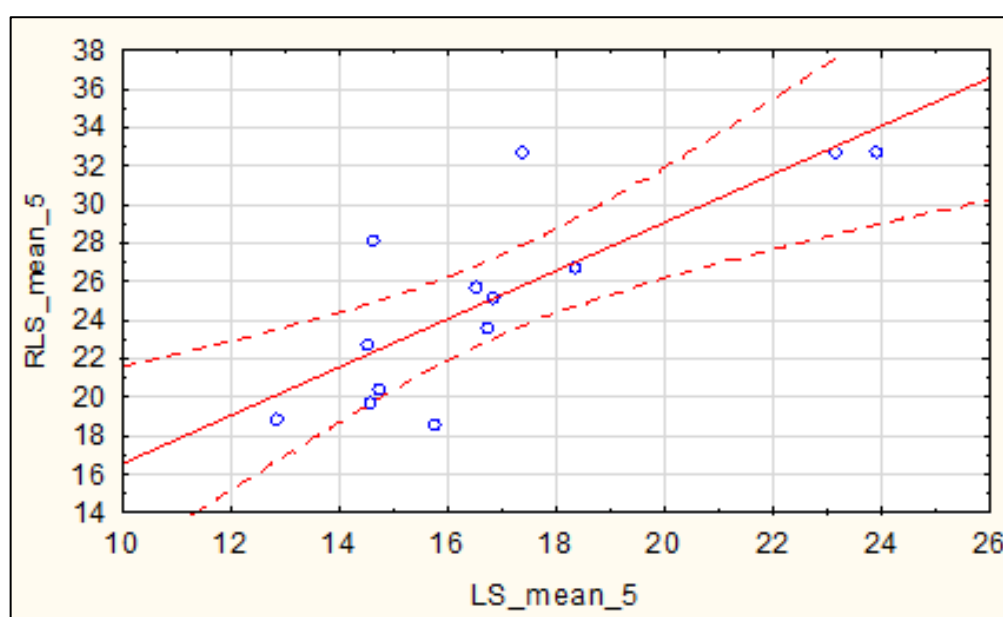


Obrázek 8. Korelace dvaceti skoku mezi RSI a RLS

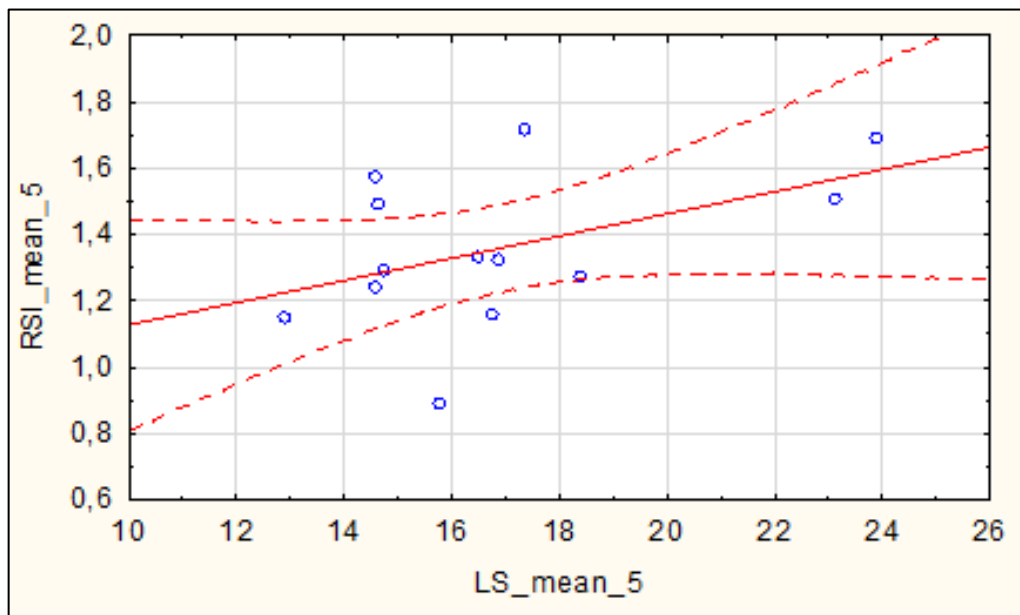
**Tabulka 5.** Korelace naměřených parametrů v pětiskoku

Parametr	RLS	RSI
LS	0,783	0,468
RLS	1	0,799

Naměřené výsledky se velmi podobají těm, které jsme naměřili při dvacetiskoku. Největší korelace je mezi parametry RSI a RLS. Dále velmi vysoká korelace je mezi parametry LS a RLS. Střední korelace je mezi parametry LS a RSI.

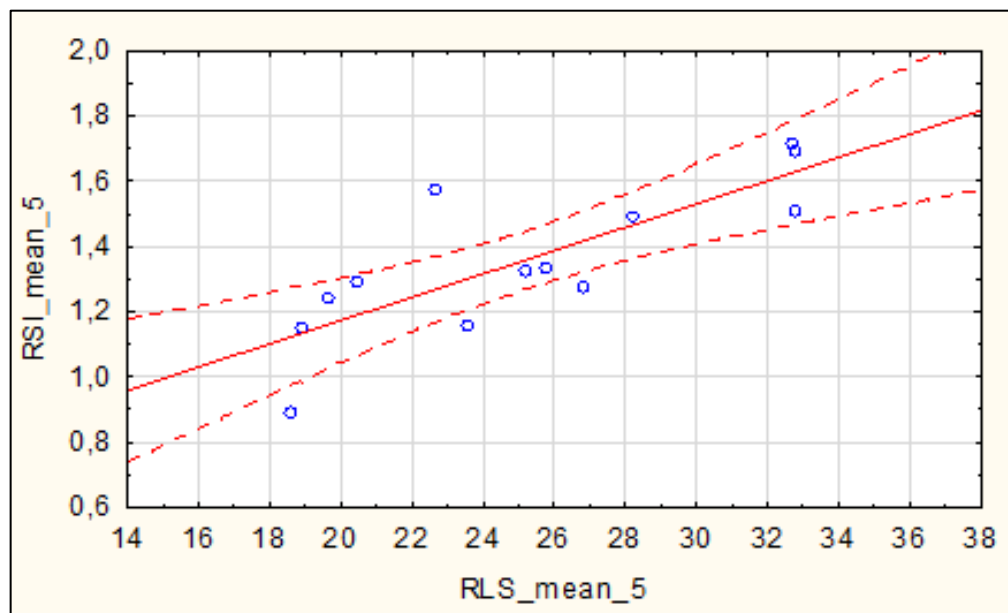


Obrázek 9. Korelace pětiskoku mezi RLS a LS



Obrázek 10. Korelace pětiskoku mezi RSI a LS

Mírně vyšší korelace mezi RSI a LS byla u pětiskoku než u dvacetiskoku.



Obrázek 11. Korelace pětiskoku mezi RSI a RLS

## 6. DISKUZE

Laffaye et al. (2016) ve své studii tvrdí, že test pětiskoku je použitelný pro všechny věkové skupiny, abychom mohli zjistit tuhost dolní končetiny (parametr LS). V jeho studii byli testovaní rozděleni do několika skupin. Skupiny byly rozděleny podle věku a podle pohlaví. Pro skupinu, která se věkově shoduje s naší věkovou skupinou, to jsou chlapci ve věku 13 let, byla zjištěna vysoká míra korelace ( $r = 0,8$ ) mezi relativní působící silou (síla normalizovaná tělesnou hmotností) a změnou polohy těžiště. Autoři na základě těchto výsledků konstatují, že se dolní končetina chová jako pružina (spring-mass behaviour) nebo jinými slovy, mají děti již od 12 let schopnost komplexní inter-muskulární koordinace.

Lloyd (2012) testoval 129 respondentů ve věku od devíti do patnácti let. Zjistil rozdílné hodnoty parametru RSI, které porovnal se svou předchozí studií (2009). Parametr RSI byl vypočítán z opakovaných vertikálních skoků při submaximálním úsilí. Rozdílné hodnoty připisuje, tomu že při každém testu daní respondenti skákali s rozdílnou frekvencí. Je důležité, aby testovaní se snažili co nejvíce dodržovat nastavenou frekvenci, protože skoky s rozdílnou skokovou frekvencí mohou negativně ovlivnit výsledek.

Naše výsledky jsme porovnali se studií Lloyda (2011), který testoval 250 respondentů od sedmi do osmnácti let. Testování probíhalo ve dvou částech, pro parametr LS byl použitý test při submaximálním úsilí a pro parametr RSI byl použitý test s maximálním úsilím. Pro výpočet LS byl použitý stejný vzorec jako v našem testování pro RSI byl použitý vzorec, kde se počítá s výškou skoku (mm) a dobou kontaktu (ms). Při porovnání korelací jsme zjistili, že naše výsledky a výsledky ze studie Lloyda (2011) si jsou velmi podobné. Stejně jako v našich výsledcích, byla malá korelace mezi parametry LS a RSI, naopak střední až vysokou korelaci jsme našli mezi parametry RSI a RLS. U Lloyda tyto výsledky byly doplněné ještě o odchylky porovnávaných parametrů vyjádřených v procentech. Odchylka mezi RSI a LS byla 60,6 % a mezi RSI a RLS byla 15,3 %.

Kipp et al. (2018) zkoumal vztahy RSI a vertikální tuhosti dolních končetin pomocí seskoků z různých výšek (30 cm, 45 cm a 60 cm). Test drop-jump (seskok) slouží k hodnocení schopnosti sportovce kontrolovaně řídit dolní končetiny při doskoku. Kippův testovaný soubor tvořilo dvanáct basketbalistů (věk  $21.6 \pm 1.8$ ). Jeho cílem bylo zjistit, jak mezi sebou koreluje parametr RSI a další biomechanické parametry. Došlo ke zjištění, že vertikální tuhost dolních končetin koreluje s parametrem RSI napříč všemi výškami. Výsledky těchto autorů naznačují, že RSI a vertikální tuhost dolních končetin odráží biomechanické chování muskuloskeletárního

systemu. Všechny naměřené korelace byly tedy pozitivní, to znamená, že s rostoucími hodnotami parametru RSI rostly i hodnoty vertikální tuhosti dolních končetin. Další výsledky přinesly neočekávané zjištění ohledně parametru RSI. Ten se téměř vůbec neměnil s rozdílnou výškou, tato skutečnost může být částečně vysvětlena tím, že docházelo ke snížení koncentrické kontrakce s rostoucí výškou seskoků.



## 7. ZÁVĚR

Výše uvedené výsledky nás vedou k následujícím závěrům:

- Při výpočtu absolutní i relativní tuhosti dolní končetiny a reaktivního silového indexu není podstatné, zda je vybrána hodnota ze skoku s nejvyšším výkonem (výškou) nebo průměrná hodnota ze všech vertikálních skoků.

- Korelace mezi testy s maximálním (pětiskok) a submaximálním (dvacetiskok) úsilím ukázala vysokou míru korelace pro absolutní i relativní tuhost dolní končetiny, ale pouze střední pro reaktivní silový index. U reaktivního silového indexu je tedy výběr testu (maximální, submaximální) velmi důležitý.

- V obou typech testu (maximální, submaximální) je korelace mezi absolutní a relativní tuhostí dolní končetiny vysoká, korelace mezi relativní tuhostí dolní končetiny a reaktivním silovým indexem střední až vysoká a korelace mezi tuhostí dolní končetiny a reaktivním silovým indexem střední. Jako důležité se tedy jeví zejména parametry absolutní tuhost dolní končetiny a reaktivní silový index, které jsou na sobě méně závislé.

## 8. POUŽITÁ LITERATURA

- Arampatzis, A., Brüggermann G. P., & Metzler V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of Biomechanics*, 32(12), 1349–1353.
- Bedřich, L. (2006). *Fotbal, rituální hra moderní doby*. Brno: Masarykova Univerzita.
- Budíková, M., Králová M. & Maroš B. (2010). *Průvodce základními statistickými metodami*. 1. vyd. Praha: Grada.
- Buzek, M. (2007). *Trenér fotbalu "A" UEFA licence: (učební texty pro vzdělávání fotbalových trenérů)*. I. díl, *Obecné kapitoly*. Praha: Olympia.
- Cavagna, G. A., Saibene, F. P., & Margaria, R. (1964). Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*, 19, 249–256.
- Dalleau, G., Belli, A., Viale, F., Lacour, J. R., & Bourdin, M. (2004). A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *International Journal of Sports Medicine*, 25, 170–176.
- DiStefano, L. J., Padua, D. A., DiStefano, M. J., & Marshall, S. W. (2009). The landing error scoring system predicts non-contact injury in youth soccer players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(5), 520–521.
- Dovalil, J. (1987). *Sportovní trénink*. Praha: Olympia.
- Dovalil, J. (2002). *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing a.s.
- Fajfer, Z. (2005). *Trenér fotbalu mládeže (6-15 let)*. Praha: Olympia.
- Flanagan, E.P., & Comyns, T.M. (2008). The use of contact time and the reactive strength index to optimize fast stretch–shortening cycle training. *Strength and Conditioning Journal*, 30, 32–38.
- Flanagan, E. P., Ebben, W. P., & Jensen, R. L. (2008). Reliability of the reactive strength index and time to stabilization during depth jumps. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(5), 1677–1682.

- Granata, K. P., Padua, D. A., & Wilson, S. E. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *12*, 127–135.
- Greene, P. R., & McMahon, T. A. (1979). Reflex stiffness of man's anti-gravity muscles during kneebends while carrying extra weights. *Journal of Biomechanics*, *12*, 881–891.
- Hájek, J. (2001). *Antropomotorika*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Pedagogická fakulta.
- Hamill, J., & Knutzen, K. (2003). *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Havlíčková, L. et al. (1993). *Fyziologie tělesné zátěže II. Speciální část – I. díl*. Praha: UK Praha.
- Heglund, N. C. (1981). A simple design for a force plate to measure ground reaction forces. *Journal of Experimental Biology*, *93*, 333–338.
- Hobara, H., Kimura, K., Omuro, K., Gomi, K., Muraoka, T., Iso, S. et al. (2008). Determinants of difference in leg stiffness between endurance and power-trained athletes. *Journal of Biomechanics*, *41*, 506–514.
- Chelly, S. M., & Denis, C. (2001). Leg power and hopping stiffness: Relationship with sprint running performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *33*, 326–333.
- Kerdok, A. E., Biewener, A. A., McMahon, T. A., Weyand, P. G., & Herr, H. M. (2002). Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*, *92*, 469–478.
- Kipp, K., Kiely, M. T., Giordanelli M. D., Malloy P. D., & Geiser. C. F. (2018). Biomechanical Determinants of the Reactive Strength Index During Drop Jumps. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *13*, 44–49.
- Komi, P. V. (2000). Stretch–shortening cycle: A powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics*, *33*, 1197–1206.
- Laffaye G, Choukou MA, Benguigui N, & Padulo J. (2016). Age and gender-related development of stretch shortening cycle during a sub-maximal hopping task. *Biol Sport*, *33*, 29–35.

- Lehnert, M., Novosad, J., Neuls, F., Langer, F., & Botek, M. (2010). *Trénink kondice ve sportu*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Lloyd R. S., Oliver, J. L., Hughes, M. G., & Williams, C. A. (2009). Reliability and validity of field-based measures of leg stiffness and reactive strength index in youths. *Journal of Sports Sciences*, 27(14), 1565–1573.
- Lloyd R. S., Oliver, J. L., Hughes, M. G., & Williams, C. A. (2011). Specificity of test selection for the appropriate assessment of different measures of stretch-shortening cycle function in children. *Sport med phys fitness*, 51, 595–602.
- Lloyd R. S., Oliver, J. L., Hughes, M. G., & Williams, C. A. (2012). Age-related differences in the neural regulation of stretch– shortening cycle activities in male youths during maximal and sub-maximal hopping. *Electromyogr Kinesiol*, 22, 37–43.
- Markovic, G., Dizdar, D., Jukic, I., & Cardinale, M. (2004). Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 551–555.
- McClymont, D. (2005). Use of the reactive strength index (RSI) as an indicator of plyometric training conditions. *Science and football*, 6, 408–416.
- McMahon, T. A. & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23, 65–78.
- Pavlík, J., Sebera, M., Stochl, J., Vespalec, T., & Zvonař, M. (2010). *Vybrané kapitoly z antropomotoriky*. Brno: Masarykova Univerzita, Fakulta sportovních studií.
- Seliger, V. (1960). *Biomechanika sportovního pohybu*. Praha: Sportovní a turistické nakladatelství.
- Struzik, A., & Zawadzki, J. (2016). Application of force-length curve for determination of leg stiffness during a vertical jump. *Acta of Bioengineering & Biomechanics*, 18(2), 163–171.
- Tupý, J. (1996). Pohybové aktivity na základních a středních školách. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 62(5), 11–12.
- Večeřa, K., & Nováček, V. (1995). *Sportovní hry III. Kopaná. 1.vyd.* Brno: Masarykova Univerzita.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.

Votík, J. (2005). *Trenér fotbalu „B“ UEFA licence. 2. vyd.* Praha: Olympia.