Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

Fakulta
tělesné kultury

HODNOCENÍ AKTIVITY VYBRANÝCH SVALŮ DOMINANTNÍ A NEDOMINANTNÍ DOLNÍ KONČETINY POMOCÍ POVRCHOVÉ ELEKTROMYOGRAFIE BĚHEM VÝPADU NA NESTABILNÍ PODLOŽCE A MIMO NI

Diplomová práce

Autor: Bc. Nicol Maršálková

Studijní program: Aplikovaná Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2026

Bibliografická identifikace

Jméno autora: Bc. Nicol Maršálková

Název práce: Hodnocení aktivity vybraných svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny pomocí povrchové elektromyografie během výpadu na nestabilní podložce a mimo ni

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Rok obhajoby: 2026

Abstrakt:

Výbušné a jednostranné pohybové činnosti typické pro řadu sportů kladou vysoké nároky na neuromuskulární kontrolu dolních končetin. Asymetrie mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou je považována za významný rizikový faktor vzniku funkčních poruch, sportovních zranění a snížení sportovního výkonu.

Cílem této diplomové práce bylo posoudit rozdíly ve svalové aktivitě mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při provedení výpadu vpřed na stabilní a nestabilní podložce. Výzkumný soubor tvořilo 14 profesionálních volejbalistek. Svalová aktivita vybraných svalů dolních končetin byla zaznamenávána pomocí povrchové elektromyografie (EMG). Získaná data byla následně normalizována a statisticky analyzována.

Statisticky významné rozdíly mezi stabilní a nestabilní podložkou při provedení výpadu vpřed dominantní dolní končetinou byly prokázány pouze u svalu vastus lateralis musculus quadriceps femoris a musculus gastrocnemius lateralis. U ostatních sledovaných svalů nebyla statistická významnost potvrzena.

Výsledky této studie mohou být využity při tvorbě preventivních a rehabilitačních programů ve sportovní i fyzioterapeutické praxi.

Klíčová slova:

povrchová elektromyografie, volejbal, svalová asymetrie, výpad vpřed, dolní končetina, svalová aktivita, nestabilní plošina

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author: Bc. Nicol Maršálková

Title: Evaluation of the activity of selected muscles of the dominant and non-dominant lower limb using surface electromyography during lunges on and off an unstable surface.

Supervisor: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Department: Department of Physiotherapy

Year: 2026

Abstract:

Explosive and unilateral movements typical for many sports place high demands on neuromuscular control of the lower limbs. Asymmetry between the dominant and non-dominant lower limbs is considered a significant risk factor for functional disorders, sports injuries, and reduced athletic performance.

The aim of this thesis was to evaluate differences in muscle activity of the dominant and non-dominant lower limbs when performing a forward lunge on a stable and unstable surface. The research sample consisted of 14 professional volleyball players. Muscle activity of selected lower limb muscles was recorded using surface electromyography (EMG). The data obtained were then normalized and statistically analyzed.

Statistically significant differences between stable and unstable surfaces during forward lunges performed with the dominant lower limb were demonstrated only for the vastus lateralis, quadriceps femoris, and lateral gastrocnemius muscles. Statistical significance was not confirmed for the other muscles studied.

The results of this study can be used in the development of preventive and rehabilitation programs in sports and physical therapy practice.

Keywords:

surface electromyography, volleyball, muscle asymmetry, forward lunge, lower limb, muscle activity, unstable platform

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

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Amra Zaatar, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 6. března 2026

.....

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu Mgr. Amrovi Zaatarovi Ph.D. za jeho odborné vedení, vstřícnost a cenné rady, které mi poskytoval po celou dobu zpracovávání diplomové práce. Poděkování patří i RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc se statistickým zpracováním dat a všem zúčastněným volejbalistkám za jejich ochotu a aktivní přístup k výzkumu. V neposlední řadě děkuji katedře za zapůjčení EMG přístroje a prostoru pro realizaci výzkumu.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ACL – anterior cruciate ligament (přední zkřížený vaz)

BF – biceps femoris

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

DomDK – dominantí dolní končetina

EMG – elektromyografie

Gmax/GM– gluteus maximus

KOK – kolenní kloub

KYK – kyčelní kloub

LG – gastrocnemius lateralis

m. – musculus

MG – gastrocnemius medialis

mm. – musculi

MVIC – maximum isometric voluntary contraction

NedomDK – nedominantní dolní končetina

polyEMG – povrchová elektromyografie

QF – quadriceps femoris

RF – rectus femoris

RM – repetition maximum

SEBT – star excursion balance test

sEMG – povrchová elektromyografie

TA – tibialis anterior

Trps – trigger pointy

VI – vastus intermedius

VM – vastus medialis

VL – vastus lateralis

YBT – Y-Balance Test

YBTCS – composite score Y-Balance testu

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK 7

OBSAH 8

1 ÚVOD 10

2 PŘEHLED POZNATKŮ 11

2.1 FUNKČNÍ ANATOMIE MĚŘENÝCH SVALŮ 11

2.2 POSTURÁLNÍ STABILITA 14

2.3 SPECIFIKA VOLEJBALU 20

2.4 VÝPAD VPŘED 23

2.5 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE (sEMG, polyEMG) 25

2.6 Y BALANCE TEST (YBT) 26

3 CÍLE 29

3.1 HLAVNÍ CÍL 29

3.2 DÍLČÍ CÍLE 29

3.3 VÝZKUMNÉ OTÁZKY 29

4 METODIKA 30

4.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU 30

4.2 METODY SBĚRU DAT 30

4.3 MĚŘENÍ A HODNOCENÍ SVALOVÉ AKTIVITY POMOCÍ polyEMG 33

5 VÝSLEDKY 37

5.1 PRVNÍ VÝZKUMNÁ OTÁZKA 37

5.2 DRUHÁ VÝZKUMNÁ OTÁZKA 39

5.3 TŘETÍ VÝZKUMNÁ OTÁZKA 41

5.4 ČTVRTÁ VÝZKUMNÁ OTÁZKA 43

6 DISKUSE 45

6.1 DISKUSE K PRVNÍ, DRUHÉ A TŘETÍ VÝZKUMNÉ OTÁZCE 45

6.2 DISKUSE KE DRUHÉ VÝZKUMNÉ OTÁZCE 48

6.3 DISKUSE KE TŘETÍ VÝZKUMNÉ OTÁZCE 48

6.4 DISKUSE KE ČTVRTÉ VÝZKUMNÉ OTÁZCE 50

7 LIMITY STUDIE 52

8 ZÁVĚRY 53

9 SOUHRN 54

10 SUMMARY 56

11 REFERENČNÍ SEZNAM 58

12 PŘÍLOHY 78

12.1 VZOR INFORMOVANÉHO SOUHLASU 78

12.2 VYJÁDŘENÍ ETICKÉ KOMISE 79

12.3 DOTAZNÍK K DIPLOMOVÉ PRÁCI 80

12.4 KINEZIOLOGICKÝ ROZBOR ZAMĚŘENÝ NA DKK 81

12.5 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ PEAK, MEAN A NORMALIZOVANÝCH EMG HODNOT 82

12.6 DOPORUČENÉ UMÍSTĚNÍ ELEKTROD POLYEMG DLE KONRADA (2005) 83

1 ÚVOD

Mnoho sportů se vyznačuje výbušnými a jednostrannými akcemi, jako jsou skoky, dopady, rychlé změny směru a přesuny po hřišti. Výrazná neuromuskulární asymetrie dolních končetin s ohledem na sílu a výkon byla v přechozích studiích popsána jako významný rizikový faktor vzniku funkčních poruch a sportovních zranění. Souviset také může i s negativním ovlivněním techniky a snížením sportovního výkonu (Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2016; Plisky et al., 2009). Volejbal patří mezi pět nejpopulárnějších sportů na světě. Bez ohledu na úroveň či věk provádějí volejbalisté během utkání rychlé pohyby s velkými nárazy, jako jsou skoky, dopady a změny směru, což vyžaduje bilaterální symetrické motorické a senzorické dovednosti, aby předcházeli zraněním (de Azevedo Sodré Silva et al., 2023).

Cvičení výpadů vpřed (tzv. forward lunges) posiluje svalstvo kyčlí a stehen, zlepšuje stabilitu kloubů dolních končetin a běžně se používá při silovém tréninku DKK, ve sportovním tréninku, a také již v počátečních fázích rehabilitace. Předchozí studie navíc prokázaly, že cvičení na nestabilních površích oproti pevným podložkám facilituje proprioceptory v kloubech a svalech, stabilizuje klouby, stimuluje větší počet nervosvalových plotének a mnohonásobně zvyšuje svalovou aktivitu u hlouběji uložených svalů (Tan et al., 2024). Při úrazech často mimo jiné dochází k poruchám propriocepce, kterou trénink na balančních plochách pomáhá zlepšit, či plně obnovit. Tento typ intervence je tedy vhodným rehabilitačním prostředkem preventivním programem nejen ve sportovním světě, ale i ve fyzioterapeutické praxi (Al Attar et al., 2022). Balančním tréninkem totiž cíleně zaměstnáváme svaly v agonisticko-antagonistickém postavení a nutíme je do neustálé centrace kloubu. Cílem je navodit co nejvěrohodněji situace, do kterých se jedinec dostává během herních situací, v zápasech, soutěžích i v běžném životě (Psotta, 2006). V posledních letech se problematika vlivu nestabilních podložek na neuromuskulární aktivaci stala předmětem značného výzkumného zájmu. Řada studií se zaměřuje na to, jak cvičení a pohyb na nestabilních površích ovlivňuje zapojení jednotlivých svalových skupin, zejména v oblasti dolních končetin.

Cílem diplomové je porovnat míru svalové aktivace v oblasti dominantní a nedominantní dolní končetiny při provádění výpadu vpřed na nestabilní platformě a mimo ni. Tato analýza může přispět k hlubšímu pochopení vztahu mezi úrovní stability podložky a neuromuskulární odpovědí organismu v závislosti na dominanci dolní končetiny.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Funkční anatomie měřených svalů

2.1.1 M. tibialis anterior

M. tibialis anterior sestupuje před vnitřním kotníkem pod retinaculum musculorum extensorum k mediálnímu okraji nohy, jeho šlacha ho obkružuje a vede až na plantu (Čihák, 2011). Jakožto primární dorziflexor kotníku, hraje důležitou roli při pohlcování nárazových sil při „přistávání nohy“ (Choi & Lee, 2017) a zároveň pomáhá udržovat rovnováhu během dynamických pohybů, jako jsou vertikální skoky ve volejbalu (Jiang et al., 2024). Tento sval kontroluje mimojiné i zadní posturální sway (nepřiměřené zaklánění těla ve vzpřímené pozici) a mediolaterální stabilitu při tandemovém stoji (Di Giulio et al., 2009). To je klíčové při rychlých změnách směru a náročných pohybových vzorcích (nejen) v tomto sportu. Funguje také jako hlavní proprioceptivní zdroj ve spojitosti se stabilitou hlezna (Di Giulio et al., 2009; Juneja & Hubbard, 2025).

Jeho svalová aktivita (měřená pomocí EMG) dosahuje maxima při počátečním kontaktu paty se zemí (initial contact) při chůzi, či běhu, kdy kontroluje špičku chodidla a předchází tak fenoménu foot slap („plácnutí“ chodidla o podložku). Jeho roli v prevenci foot slap potvrdila i studie Choi et al. (2017), která porovnávala svalovou aktivitu svalů tibialis anterior a soleus při dopadu na přední část chodidla (forefoot) a na celou nohu při chůzi ze schodů u zdravých mladých dospělých jedinců. Výsledky ukázaly výrazně vyšší aktivaci svalu tibialis anterior při initial contact celé nohy oproti forefoot kontaktu. Aktivace m. soleus se mezi těmito dvěma podmínkami významně nelišila.

2.1.2 Mm. gastrocnemii

Mm. gastrocnemii (m. gastrocnemius medialis et lateralis) spolu s hlouběji uloženým m. soleus tvoří svalový komplex m. triceps surae. Obě hlavy m. gastrocnemius odstupují z kondylů femuru a společně s m. soleus přecházejí v Achillovu šlachu (tendo calcaneus), která se upíná na tuber calcanei – m. soleus více mediálně, zatímco mm. gastrocnemii spíše laterálně (Čihák, 2011). Funkčně se mm. gastrocnemii podílí na plantární flexi v hlezenním kloubu, která je klíčová pro generování odrazové síly dolních končetin při dynamických pohybových činnostech (Dylevský, 2009), zejména při volejbalových prvcích jako jsou útok, blok, či smečované (skokové) podání. Díky dvoukloubovému uspořádání je jejich funkce maximální při extenzi kolenního

kloubu (Kapandji, 1987), typicky v závěrečné fázi odrazu. Naopak s flexí kolenního kloubu se účinnost mm. gastrocnemii snižuje.

Rychlá a opakovaná aktivace mm. gastrocnemii probíhá prostřednictvím stretch-shortening cyclu (SSC), kdy excentrická kontrakce plynule přechází do koncentrické. SCC je základem plyometrického tréninku, který je ve sportu často využíván. Tento rychlý přechod je obzvláště důležitý pro maximalizaci rychlosti odrazu, výšky vertikálního výskoku a explozivní síly dolních končetin (Hirayama et al., 2017). Pro zlepšení výskoku, rychlosti odrazu a explozivní síly dolních končetin se ve sportovní přípravě využívá plyometrického tréninku, jehož efekt je založen právě na výše zmíněné optimalizaci SSC mm. gastrocnemii a celého svalově-šlachového komplexu triceps surae (Bosco et al., 1982; Hirayama et al., 2017; Ziv & Lidor, 2010).

Elektromyografická studie z roku 2015 ukázala statisticky významnou korelaci mezi mírou aktivace m. gastrocnemius a výkonem při skokových herních činnostech u volejbalistů (Yadav & Mukherjee, 2015). Ultrasonografická studie u elitních volejbalistů navíc ukázala, že struktura laterální hlavy gastrocnemia, významně predikuje výkon vertikálního skoku, což potvrzuje jeho klíčovou roli ve volejbalovém výkonu (Jiang et al., 2024).

2.1.3 M. quadriceps femoris

Svaly přední skupiny stehna, souhrnně označované jako musculus quadriceps femoris (QF) tvoří čtyři hlavní svaly: rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL) a vastus intermedius (VI). Jejich společná šlacha se upíná na patellu a prostřednictvím ligamentum patellae pokračuje na tuberositas tibiae. Tento svalový komplex je v otevřeném kinematickém řetězci primárně odpovědný za extenzi kolenního kloubu (KOK), přičemž sval RF jako jediný překračuje kyčelní kloub (KYK) a podílí se na synchronizované flexi v KYK a extenzi v KOK (Dylevský, 2009; Travell & Simons, 2018). Funkční význam kvadricepsu spočívá v podpoře stabilizace patelly a kolenního kloubu při pohybu, aktivní je při chůzi, vstávání ze sedu, běhu, skocích a dalších dynamických aktivitách vyžadujících silnou extenzi dolní končetiny (Bordoni & Varacallo, 2025; Wojtys et al., 2003; Zazulak et al., 2005). Zajímavostí je, že nejvyšší aktivitu vykazuje při chůzi po nerovném povrchu. Prostý stoj zabezpečují distálněji uložené svaly a QF se zapojuje jen minimálně (Dylevský, 2009; Travell & Simons, 2018).

Z kineziologického hlediska dochází při extenzi DK kontrakcí kvadricepsu k proximálnímu a laterálnímu posunu patelly. „Opravu“ tohoto laterálního posunu zajišťuje vastus medialis, který udržuje čéšku ve střední pozici (Dylevský, 2009). Vyvážená aktivita m. VM a VL je klíčová pro stabilizaci patelly a prevenci dysfunkcí kolenního kloubu (Gant et al., 2024; Lankhorst et al., 2012; Travell & Simons, 2018). Ve volejbale tato svalová skupina významně přispívá

ke generování síly při útoku a stabilizaci při dopadech, čímž snižuje riziko poranění (Hadzic et al., 2011; Reeser et al., 2006). Kokontrakce kvadricepsu a hamstringů navíc zajišťuje dynamickou stabilitu kolenního kloubu a ochranu během zátěže, avšak nadměrná aktivita kvadricepsu v porovnání s hamstringy může být spojena se zvýšením přední smykové síly na tibiální plató a se snížením úhlu flexe v koleni při dopadu, což predisponuje k poranění předního zkříženého vazu (Mancino et al., 2024; Pourheidary et al., 2018; Walsh et al., 2012).

Myofasciální trigger pointy (TrPs) v kvadricepsu mohou přenášet bolest do anteriorní a laterální části stehna i do různých oblastí kolene. Specifický charakter bolesti závisí na přesné lokalizaci TrPs v jednotlivých svalech: TrPs v RF a VM vyvolávají typickou bolest v přední části kolene, přičemž TrPs v RF představují velmi frekventovaný, ale často přehlížený klinický nález. TrPs v m. vastus lateralis (VL) vyzařují bolest do posterolaterální oblasti kolene. TrPs ve VM nemusí být vždy bolestivé, ale mohou vyvolávat akutní funkční deficity, jako jsou krátkodobé svalové slabosti quadricepsu, subjektivní pocity nestability, či podklesávání DK při dopadu na patu (Travell & Simons, 2018).

2.1.4 M. biceps femoris

Sval m. biceps femoris je dlouhý, vřetenovitý sval uložený na posterolaterální straně stehna. Je složen ze dvou hlav. Dlouhá hlava (caput longum) je považována za dvoukloubový sval, přechází přes kyčelní i kolenní kloub, zatímco krátká hlava (caput breve) ovlivňuje pouze kloub kolenní. Z funkčního hlediska se caput longum podílí na extenzi a addukci stehna a společně s caput breve pak flektují kolenní kloub a rotují bérec zevně (Dylevský, 2009).

Z pohledu sportovní biomechaniky hraje tento sval významnou roli při deceleraci dolní končetiny a stabilizaci kolenního kloubu v přechodových fázích pohybu. Aktivita biceps femoris se v těchto situacích uplatňuje především formou excentrické svalové kontrakce, při tlumení dopadu po výskoku a při přípravě na následný pohyb, čímž přispívá ke zvýšení stability kolenního kloubu a ke snížení rizika přetížení, či poranění dolních končetin (Poudel & Pandey, 2025).

Při dopadech a plyometrických cvičeních bývá u žen pozorováno dominantní zapojení kvadricepsu, zatímco aktivita hamstringů je relativně nižší. Tato svalová dysbalance může být jedním z faktorů zvýšeného rizika poranění předního zkříženého vazu a snížení sportovního výkonu (Mancino et al., 2024; Pourheidary et al., 2018; Veeck et al., 2024; Wojtys et al., 2003; Zazulak et al., 2005). Tuto skutečnost potvrzuje i studie Abad et al. (2022), která analyzovala dopad plyometricko-silového tréninku na H:Q ratio (tedy poměr mezi silou hamstringů a quadricepsu) a vertikální výskok u elitních volejbalistek. 15ti týdenní tréninkový program vedl k nárůstu peak torque (maximální hodnoty svalové síly) flexorů kolenního kloubu (hamstringů)

a lepším výsledkům ve squat jumpu (+ 15%) a countermovement jumpu (+ 12%) (Abad et al., 2022).

2.1.5 M. gluteus maximus

M. gluteus maximus (Gmax) představuje jeden z nejmohutnějších a nejsilnějších svalů těla, jehož primární funkcí je extenze kyčelního kloubu, sekundárně pak zevní rotace v KYK. Dolní část svalu navíc napomáhá addukci, horní abdukci v kyčelním kloubu (Kapandji, 1987). Jeho funkce se liší v závislosti na intenzitě a typu pohybu (Bartlett et al., 2014). Při neutrálním stoji a chůzi po rovině se zapojuje pouze minimálně, dle Kapandjiho (1987) je aktivita GMax výrazná zejména při rychlých a silově náročných pohybech, jako jsou běh, sprint, skoky a chůze do kopce. Bartlett et al. (2014) tento fakt potvrzují, neboť z jejich studie vyplývá, že velký hýžďový sval při chůzi a lehkém běhu vykazuje poměrně nízkou aktivitu, zatímco u sprintu dosahuje jeho aktivita několikanásobně vyšších hodnot.

Uplatňuje se také při chůzi vzad, předklonu, podřepu a chůzi do schodů, kdy excentrickou kontrakcí stabilizuje trup ve švihové fázi a při vzpřimování nad schod (Travell & Simons, 2018). Při fixované DK tento antigravitační sval stabilizuje pánev v anteroposteriorním směru (brání její nadměrné anteverzi), čímž přispívá ke vzpřímenému postavení trupu (Dylevský, 2009).

Ze systematického shrnutí z roku 2020 vyplývá, že nejvyšší úrovně aktivace GMax je patrná u cviků, které zahrnují výstup na schod, dále pak u hip trustů, výpadů a dřepů. Nicméně míra aktivace tohoto svalu je závislá na technickém provedení, zátěži, postoji a rozsahu pohybu u jednotlivých cviků (Neto et al., 2020). Například u výpadu vpřed má významný vliv na průběh pohybu i zatížení jednotlivých segmentů postavení trupu v sagitální i frontální rovině. Farrokhi et al. (2008) uvádí, že předklon trupu při provedení forward lunge vede ke zvýšení mechanického impulsu a k větší aktivaci extenzorů KYK ve srovnání s provedením výpadu v přirozeně vzpřímeném postavení.

Aniceto et al. (2021) srovnávala pomocí EMG přístroje aktivitu svalů dolních končetin při provádění dřepu a výpadu vpřed. Zjistila, že při výpadu byla za standardizovaných podmínek – zátěže, postavení trupu, tempa provedení cviku – EMG aktivita velkého hýžďového svalu vyšší (MVIC = 61%) než při dřepu (MVIC = 42%).

2.2 POSTURÁLNÍ STABILITA

Lidské tělo představuje ve vzpřímeném (bipedálním) stoji na dolních končetinách poměrně nestabilní systém. Tato nestabilita je způsobena především velkým počtem

pohybových segmentů, vysoko uloženým těžištěm a relativně malou plochou opěrné báze. Z těchto důvodů je nezbytné, aby docházelo k neustálé aktivaci a zpevňování osového orgánu (trupu, krku a hlavy), s cílem udržet vzpřímené držení těla. V opačném případě by došlo k neřízenému pádu. Aktivní držení jednotlivých segmentů těla vůči působení zevních sil je dle Vařeky (2002) a Koláře (2009) označováno **posturou.**

Vařeka k základní definici dodává, že posturu udržují vnitřní síly tvořené především svalovou aktivitou a jím nadřazeným centrálním nervovým systémem. Z toho vyplývá, že není důležitá pouze při stoji na dolních končetinách, ale uplatňuje se také při sedu, chůzi, lezení, či při zdvihu hlavy v poloze na břiše. Posturu tedy nelze chápat jako izolovaný a statický jev, ale jako dynamický proces, který tvoří základ aktivní lokomoce a všech motorických programů. Jinými slovy, představuje základní předpoklad jakéhokoli pohybu (Vařeka, 2002).

Podle Vařeky (2002) je **posturální stabilita** definována jako schopnost lidského organismu udržet vzpřímené držení těla a současně adekvátně reagovat na neustálé změny působících vnějších i vnitřních sil. Tato schopnost je zajišťována koordinovanou činností dvou vzájemně propojených mechanismů – **rovnováhy** a **balancu**, které zároveň představují statické a dynamické strategie udržování stability těla. Mimo biomechanické faktory (těžiště těla, velikost opěrné plochy – plocha kontaktu atd.) je posturální stabilita podmíněna souhrou anatomických funkcí, neurofyziologických faktorů a neoddělitelností **senzorické, řídící** a **výkonné** složky.

2.2.1 Řízení posturální stability a propriocepce

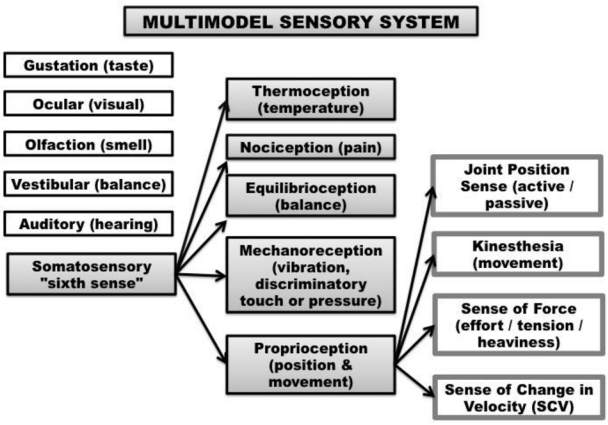
K zajištění optimální posturální stability je nezbytný nepřetržitý přísun senzorických informací prostřednictvím různých typů receptorů, funkční pohybový systém a výkonná činnost centrálního nervového systému (Vařeka, 2002). Postura je kromě těchto fyziologických faktorů ovlivňována také psychickým stavem jedince, který bývá často podceňován. Výzkumy prokázaly, že soustředěnost a pozitivní emoční naladění mohou stabilitu těla zlepšovat, zatímco nadměrná psychická zátěž má účinky opačné. Obavy, stres, strach z neúspěchu, či z neznámé situace (např. první pokus lyžování, bruslení, výstup na rozhlednu) zvyšují svalové napětí**,** což následně vede ke zhoršení koordinačních schopností a tím i k poklesu posturální stability (Vařeka, 2002). Srovnatelný negativní vliv má i svalová únava a přetížení, které snižují přesnost neuromuskulární kontroly (Jo & Kim, 2024; Marques et al., 2025).

Schopnost kontrolovat rovnováhu je výsledkem kombinace aferentních senzorických informací ze tří základních systémů – somatosenzorického, zrakového a vestibulárního (Lephart

et al., 1998). Tyto systémy ve spolupráci s nervosvalovým aparátem zajišťují správné nastavení těla a stabilizaci těžiště. Vzájemná činnost uvedených systémů tvoří základ tzv. zpětnovazebních procesů, které jsou klíčové pro neuromuskulární kontrolu a udržení rovnováhy. Jedním z nejdůležitějších „zpětnovazebních kontrolórů“ při řízení rovnováhy je propriocepce (Lephart et al., 1998; Vařeka, 2002).

Somatosenzorický systém obecně zprostředkovává informace ohledně tělesného kontaktu, poloze jednotlivých segmentů a jejich stabilitě. Zrakový systém doplňuje tyto informace o údaje z okolního prostředí, včetně směru a rychlosti pohybu. Společně s vestibulárním systémem (umístěným ve středním uchu) pak napomáhají při stabilizaci hlavy a těla v prostoru (Sim et al., 2018; Vařeka, 2002).

Důležité je zdůraznit, že pojmy **somatosenzorika a propriocepce** nejsou totožné (přehled viz obrázek č.1). Termín somatosenzorika je globálnější a narozdíl od propriocepce zahrnuje všechny typy senzorických informací přicházejících z periferie – tedy mechanorecepční, termorecepční, chemorecepční i nociceptivní podněty. Propriocepce je naopak specifickým podtypem somatosenzoriky, který dodává informace o pohybu, pozici a vzájemném postavení jednotlivých částí těla a kloubů v prostoru (Ager et al., 2020; Martínez-Amat et al., 2013). Z neurofyziologického hlediska propriocepce představuje soubor aferentních informací přicházejících z receptorů umístěných hluboko v pohybovém systému, které se podílejí na udržení kloubní stability a posturální kontroly (Riemann & Lephart, 2002). Ty se nacházejí ve svalech, kloubech a šlachách a poskytují CNS důležité informace o svalovém napětí, pohybech, či nastavení jednotlivých segmentů těla. Nejvýznamnějšími proprioceptory jsou svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíska a kloubní receptory (Véle, 2006).



Obrázek 1. Hierarchie somatosenzorického systému (Ager et al., 2020)

2.2.2 Neuromuskulární kontrola

Neuromuskulární kontrola hraje klíčovou roli při ovlivňování rovnovážných schopností sportovců, které jsou nezbytné pro zvýšení sportovního výkonu a snížení rizika sportovních úrazů. Z hlediska stability kloubů je definována jako nevědomá aktivace tzv. dynamických zábran, ke které dochází při přípravě na pohyb a zatížení kloubu a v reakci na ně, za účelem udržení a obnovení funkční stability kloubu (Měkota & Novosad, 2005; Riemann & Lephart, 2002; Themes, 2021). Ačkoli je neuromuskulární kontrola v určité formě základem všech pohybových aktivit, není snadné ji oddělit od nervových příkazů řídících celkový pohybový program. Například při hodu míčem dochází ve svalech rotátorové manžety k určitým sekvencím svalové aktivace, aby bylo zajištěno optimální zarovnání glenohumerální kosti a její stlačení potřebné pro stabilitu kloubu. Tyto svalové aktivace probíhají nevědomě a synonymně s dobrovolnými svalovými aktivacemi přímo spojenými s konkrétními úkoly (tj. míření, rychlost, vzdálenost) (Riemann & Lephart, 2002). Neuromuskulární kontrola nezahrnuje pouze samotný motorický výkon vedoucí k realizaci pohybu; je zodpovědná i za zajištění dynamické stability kloubů a udržení posturální stability (Themes, 2021).

Zásadní význam v procesu řízení a realizace pohybu má koordinace nervového a svalového systému, která je podmíněna vzájemnou provázaností dostředivé (aferentní, senzitivní) a odstředivé (eferentní, motorické) informace zprostředkované centrální nervovou soustavou. Efektivní neuromuskulární koordinace se projevuje zvýšením rychlosti nervového vedení, zlepšením kvality svalové kontrakce, optimalizací senzorické zpětné vazby a tím i zlepšením dynamické stability kloubů (Lephart et al., 1998). Tyto mechanismy přispívají rovněž ke zdokonalení motorických vzorců a pohybových dovedností, zlepšení neuromuskulární kontroly a následnému zvýšení svalové síly (Wang et al., 2024).

Důležité je zdůraznit, že porucha aferentace (dostředivého vedení informace) má negativní dopad na koordinaci a kvalitu pohybu. V důsledku opožděné svalové aktivace, snížené svalové síly a koaktivace antagonistických skupin dochází ke změně motorického stereotypu, což následně přispívá ke zhoršení neuromuskulární kontroly a ke zvýšenému riziku recidivy poranění. Typickým příkladem jsou kloubní poranění a s nimi spojené poruchy kloubní aferentace, které vedou ke snížení funkčnosti zmíněných dynamických zábran a následnému rozvoji funkční nestability v postiženém kloubu (Lephart et al., 1998).

Neuromuskulární kontrola zahrnuje jak statické, tak dynamické rovnovážné schopnosti. Dynamická rovnováha souvisí se schopností udržet stabilní posturu při vysokorychlostních pohybech, změnách směru a namáhavých činnostech (Wang et al., 2024). Bylo prokázáno, že nedostatečná dynamická rovnováha souvisí s častějším zraněním dolních končetin (např. riziko

pádů a podvrtnutí, riziko svalových ruptur,...) (Hrysomallis, 2007; Reeser et al., 2006). Dva široce používané testy pro hodnocení dynamické rovnováhy a motorické kontroly jsou Star Excursion Balance Test (SEBT) a Y-Balance Test (YBT) (Butler et al., 2013; Gribble et al., 2012a) – viz YBT 2.7.

2.2.3 Studie zabývající se balančním tréninkem

Několik výzkumů (Al Attar et al., 2022; Bahr et al., 1997; Bellows & Wong, 2018; Brachman et al., 2017; de Vasconcelos et al., 2018; Sağlam et al., 2025; Schiftan et al., 2015; Verhagen, van der Beek, et al., 2004) se zabývalo efektivitou proprioceptivních a balančních cvičení na prevenci, respektive incidenci výskytu zranění hlezenního kloubu u různých sportů. Velice zajímavým příkladem je výše jmenovaný systematický přehled s metaanalýzou Bellows & Wong z roku 2018., který zahrnoval osm randomizovaných kontrolovaných studií hodnotících účinky balančního tréninku na snížení výskytu zranění kotníku u závodních sportovců v různých sportech. Z celkového počtu 3577 sportovců s průměrným věkem 20 let, pravidelně provádělo proprioceptivní a rovnovážný trénink 1867 jedinců, zatímco 1710 osob zastupovalo kontrolní skupinu. Všichni účastníci absolvovali podobně koncipované balanční cviky, které vedly ke snižování opěrné báze, z opory o obě DKK ke stoji na 1 DK, postupně docházelo i k vyřazování zrakových vjemů a změně charakteru povrchu – od stabilní podložky k nestabilní. V rámci tohoto přehledu bylo zjištěno, že u experimentální skupiny došlo k výraznému zvýšení neuromuskulární kontroly → ke snížení výskytu zranění v oblasti hlezna, přičemž v porovnání s experimentální skupinou kleslo riziko podvrtnutí kotníku o 46 %.

Jak již bylo zmíněno výše, přehledová studie (Shultz et al., 2015) ukázala, že dopad na nestabilní podložku významně mění charakter neuromuskulární aktivace v oblasti kolenního kloubu. V porovnání s dopadem na stabilní podložku dochází v těchto podmínkách ke zvýšené aktivaci hamstringů a tedy ke snížení poměru aktivace m. QF a hamstringů (Q:H EMG ratio) o 20%, což významně podporuje dynamickou stabilizaci kolenního kloubu (Shultz et al., 2015).

Al Attar je odborníkem specializujícím se na hodnocení účinnosti preventivních programů ve sportu. Klade důraz na synchronizaci dat a výzkumů zejména v oblasti plyometrie, proprioceptivního a core tréninku u fotbalistů. V roce 2019 publikoval systematický přehled programů FIFA (Mezinárodní fotbalové federace) které kombinují nácvik techniky s balančními cvičeními s cílem zlepšit dynamickou rovnováhu a koordinaci u fotbalistů za účelem prevence zranění. Přísná kritéria metodologie vyhledávání znamenala zařazení pouze čtyř metaanalýz publikovaných v letech 2015 – 2017. Výsledky těchto metaanalýz jednoznačně prokázaly snížení celkového počtu zranění o 34 % a zranění dolních končetin o 29% (Al Attar & Alshehri, 2019).

Metaanalýza z roku 2018 se zaměřila na vliv balančních pomůcek na rovnováhu dětí a seniorů, přičemž potvrdila, že cvičení na nestabilních površích pozitivně ovlivňuje rovnovážné schopnosti zejména u těchto dvou věkových skupin (Gebel et al., 2018).

Existuje rozsáhle množství studií potvrzujících pozitivní účinky balančního tréninku na rozvoj neuromuskulární kontroly, zlepšení rovnováhy a významné snížení prevalence sportovních úrazů (Al Attar et al., 2022; Bahr et al., 1997; Bellows & Wong, 2018; de Vasconcelos et al., 2018; Di Corrado et al., 2023; C. Emery et al., 2005; C. A. Emery et al., 2015; Gebel et al., 2018; Gioftsidou et al., 2012; Guo & Xu, 2025; Hrysomallis, 2007; Myer et al., 2006; Pirauá et al., 2019; Reeser et al., 2006; Shultz et al., 2015; Schiftan et al., 2015; Tan et al., 2024; Verhagen, van der Beek, et al., 2004; Wang et al., 2024; Yan et al., 2025).

Balanční trénink pozitivně ovlivňuje hluboký stabilizační systém a posturální kontrolu díky reflexním stimulům ve svalech, což běžné tréninky nedokážou adekvátně zajistit (Janda & Vávrová, 1992). Navíc přispívá ke zkvalitnění propriocepce a kinestetického vnímání, což je klíčové pro prevenci zranění a efektivní regeneraci poúrazových stavů (Haladová, 1997).

Autoři zdůrazňují, že pravidelné zařazování tohoto typu cvičení může být klíčovým faktorem snižujícím riziko zranění, a doporučují jejich začlenění do preventivních programů v rámci tréninkového procesu i rehabilitace (Gioftsidou et al., 2012; Su et al., 2025).

Nejasnosti ohledně vlivu stabilních a nestabilních povrchů na elektromyografickou (EMG) aktivitu agonistických svalů při různých cvičeních vedly k vytvoření systematického přehledu literatury (Batista et al., 2024). Cílem bylo provést komplexní srovnání EMG aktivity agonistických svalů při cvičeních prováděných na stabilních oproti nestabilním povrchům. Do studie bylo zařazeno osmdesát šest studií, které hodnotily EMG aktivitu u celkem 1783 subjektů při cvičeních zaměřených na svaly dolních končetin, horních končetin a trupu.

Přehled ukázal absenci statisticky významných rozdílů v EMG aktivitě agonistů dolních končetin (vastus lateralis m. QF, vastus medialis m. QF, rectus femoris, biceps femoris) při dřepech na nestabilních površích. Tento efekt byl konzistentní napříč podskupinami testujícími dynamické dřepy bez zátěže (Andersen et al., 2014; Gündoğan et al., 2023), se zátěží 30–90 % 1 RM (Li et al., 2013; McBride et al., 2010) i s různými izometrickými variantami v úhlech 15–100° (Kang et al., 2017), včetně míry zkušenosti subjektů. Naopak u trupových svalů, tzv. core muscles, včetně rectus abdominis, došlo k významnému nárůstu EMG aktivity při nestabilních podmínkách. Na základě těchto zjištění Batista et al. (2024) v závěru doporučují začlenit nestabilní povrchy do tréninkových programů zejména v počátečních fázích rehabilitace pro optimalizaci neuromuskulárních adaptací a rovnováhy, případně pro prevenci pádů u seniorů. Pokud je však primárním cílem maximalizace svalové síly a výkonu, či jde o pokročilejší

trénink, je vhodné upřednostnit stabilní povrchy. U trénovaných sportovců nestabilní povrchy neposkytují přidanou hodnotu pro rozvoj síly a výkonu primárních svalových skupin dolních končetin (Batista et al., 2024).

2.3 Specifika volejbalu

Vznik volejbalu se datuje do roku 1895, kdy byl poprvé představen Williamem G. Morganem, instruktorem tělesné výchovy na Young Men's Christian Association (YMCA) v Holyoke, stát Massachusetts, USA. Morgan hledal novou formu kolektivní hry, která by byla méně fyzicky náročná než basketbal, avšak zároveň by rozvíjela koordinaci, přesnost a týmovou spolupráci. *„Při hledání vhodné hry mě napadl tenis, ale ten vyžadoval rakety, míčky, síť a další vybavení, takže jsem ho vyloučil, ale myšlenka sítě se mi zdála dobrá. Postavili jsme ji do výšky asi 1,98 metru nad zemí, těsně nad hlavu průměrného muže. Potřebovali jsme míč a mezi těmi, které jsme vyzkoušeli, byl i basketbalový míč, ale ten byl příliš velký a těžký* (Fédération Internationale de Volleyball, 2024)*."*

Dnes patří volejbal mezi jeden z nejrozšířenějších a nejpopulárnějších sportů na světě. Podle údajů Mezinárodní volejbalové federace (FIVB) se tomuto sportu aktivně věnuje přibližně 200 milionů osob po celém světě (Verhagen, Van der Beek, et al., 2004). Volejbal se vyznačuje vysokými nároky na pohybovou koordinaci a na rychlostní a silové schopnosti, neboť zahrnuje dynamické změny směru, explozivní unilaterální výskoky, dopady, blokování a smečování (Bere et al., 2015; de Azevedo Sodré Silva et al., 2023; Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2016).

Volejbalový tým je standardně složen ze šesti hráčů, kteří jsou podle svých funkcí rozděleni na nahrávače, smečaře, blokaře, diagonální hráče a libera. Jednotlivé pozice se od sebe liší svými úkoly i významem pro celkovou herní organizaci a výkonnost týmu (Fédération Internationale de Volleyball, 2024). Volejbal patří mezi typické laterální sporty, v nichž většina hráčů upřednostňuje jednu dominantní stranu těla, nejčastěji pravou. Schopnost rovnoměrného zapojení obou horních končetin, označovaná jako ambidextrie, je poměrně vzácná (Loffing et al., 2014). Biomechanická analýza volejbalového výskoku ukazuje, že při útočném výskoku většina hráčů dopadá na levou dolní končetinu, zatímco při obranném výskoku převládá dopad na nohu pravou. Tento rozdíl je dán odlišným záměrem a technikou pohybu – při útoku se pravorucí hráči snaží zasáhnout míč v co nejvyšší poloze a následně provádějí kompenzační úklon trupu doleva, což vede k dopadu na levou nohu. U levorukých hráčů je situace obrácen, jejich technika a koordinace vyvolává dopad na pravou nohu (Tillman et al., 2004).

Lateralita se projevuje nejen při samotném provádění pohybů, ale i v koordinaci, načasování a technické přesnosti herních úkonů. V průběhu sportovní kariéry dochází u hráčů

ke specializaci pohybových dovedností podle herního postu. Pravidelně opakující se pohybové vzorce v určitém asymetrickém režimu mohou z dlouhodobého hlediska nepříznivě ovlivnit motorickou kontrolu, sílu odrazu i přesnost úderu do míče (Bere et al., 2015; Reeser et al., 2006; Wang et al., 2025). Tyto negativní důsledky a jednostranné zatěžování pohybového aparátu je proto nutné kompenzovat vhodně zvoleným a vyváženým tréninkovým režimem (Reeser et al., 2006; Wang et al., 2025; Zemková & Hamar, 2018).

2.3.1 Asymetrie v oblasti DKK jako rizikový faktor zranění u volejbalistů

Vzhledem k charakteru herních činností, vysoké frekvenci explozivních pohybů a dlouhodobému opakování unilaterálních pohybových stereotypů, jsou volejbalisté vystaveni zvýšenému riziku vzniku svalových dysbalancí mezi dominantní a nedominantní DK. Silnější končetina bývá vystavována vyšším mechanickým silám, což zvyšuje riziko jejího přetížení, zatímco slabší končetina může obtížně zvládat i běžnou úroveň zátěže (Ford et al., 2003). Tato neuromuskulární asymetrie dolních končetin je velice podstatným rizikovým faktorem pro snížení sportovního výkonu a vzniku zranění (Bere et al., 2015). Wang et al. (2025) udává, že z dlouhodobého hlediska může tato dysbalance narušit mechaniku dopadu. Dochází například ke zvýšenému valgóznímu postavení kolene, vnější rotací tibie a addukci kyčle, což jsou opět známé rizikové faktory pro poranění dolních končetin (Tamura et al., 2017; Tillman et al., 2004; Wang et al., 2025).

Z dostupných studií vyplývá, že prevalence muskuloskeletálních traumat ve volejbale odpovídá přibližně 10,7 zranění na 1000 odehraných hodin (Bere et al., 2015; de Azevedo Sodré Silva et al., 2023). I přes relativně nízké riziko závažných úrazů ve srovnání s kontaktními sporty představuje volejbal významné zatížení pro pohybový aparát. Nevyvážené rozložení sil mezi dolními končetinami je úzce spjato jak s opožděnou, tak se sníženou aktivací hlubokého stabilizačního systému a vyšším rizikem vzniku nekontaktních zranění (Gribble et al., 2012b). Rozdíly ve výsledcích single leg hop testů, testů na dynamickou rovnováhu a sílu svalů v oblasti DKK významně zvyšují pravděpodobnost poranění dolních končetin (Warren et al., 2020).

Studie Wang et al. (2025) se zabývala vztahem mezi asymetrií dolních končetin a rizikem vzniku nekontaktních zranění u elitních mužských volejbalistů a potvrdila, že hráči s výraznější asymetrií ve funkčních testech a síle extenzorů kolene měli vyšší pravděpodobnost zranění dolních končetin. U zraněných hráčů byly mezi dominantní a nedominantní DK patrné mnohem vyšších rozdíly (až 15,9%) než u zdravých jedinců (Wang et al., 2025).

Testy jako Star Excursion Balance Test (SEBT), či Y Balance Test (YBT) ukazují, že asymetrie mezi dominantní a nedominantní DK ≥ 4 cm v anteriorním směru zvyšuje riziko zranění v oblasti

dolních končetin (Hartley et al., 2018; Plisky et al., 2006; Smith et al., 2015). Gonell et al. (2015) ve své prospektivní kohortové studii prokázali, že fotbalisté s asymetrií ≥ 4 cm v posteromediálním směru YBT měli 3,86krát vyšší pravděpodobnost poranění dolních končetin. Hráči s podprůměrným skórem v každém směru dosahu měli téměř dvakrát vyšší pravděpodobnost, že utrpí zranění (Gonell et al., 2015). Plisky et al. (2006) dokonce ve svojí práci uvádí, že sportovci vykazující YBTCS <89% mají o 68,1% zvýšenou pravděpodobnost zranění během sezóny. Skóre <89% zároveň stanovuje jako klinicky významný cut-off pro screening rizika (Plisky et al., 2006).

2.3.2 Přehled nejčastějších zranění ve volejbale

Přibližně 90 % všech zranění ve volejbale postihuje dolní končetiny, přičemž nejčastěji bývá zasažena oblast kolenního a hlezenního kloubu (Bere et al., 2015; Kilic et al., 2017; Verhagen, Van der Beek, et al., 2004). Opakované vertikální výskoky, doskoky a náhlé změny směru pohybu, které výrazně zvyšují nároky na stabilizační a excentrickou funkci svalů dolních končetin, vedou zejména k bezkontaktním poraněním kolenního kloubu (Wang et al., 2025). Zranění kolene představují přibližně 30 % všech volejbalových úrazů (Zhao et al., 2024). Spektrum těchto patologických stavů je široké, nejčastěji (ve 30-45%) se u volejbalistů setkáváme s patelární tendinopatií (skokanským kolenem), která je způsobena chronickým přetěžováním extenzorového aparátu KOK. Akutní traumata, která ve volejbale nejsou příliš častá, zahrnují zejména ruptura předního zkříženého vazu a poranění menisků (Briner & Kacmar, 1997; de Azevedo Sodré Silva et al., 2023; Fédération Internationale de Volleyball, 2024; Reeser et al., 2006).

Mezi hlavní rizikové faktory rozvoje skokanského kolena patří vysoký objem a intenzita skokanského tréninku, biomechanika kolenního kloubu během náběhu ke skoku a dopadu a typ povrchu, na kterém sportovec trénuje a soutěží (Ferretti et al., 1983). Tvrdé povrchy zvyšují riziko tohoto onemocnění, což vysvětluje nižší výskyt patelární tendinopatie u hráčů plážového volejbalu ve srovnání s halovým volejbalem. Z biomechanického hlediska navíc přispívá k přetěžování kolenního kloubu a potencionálnímu riziku zranění i kombinace jeho nadměrné flexe při dopadu, valgusového zatížení při odrazu, addukce a vnitřní rotace v KYK v průběhu fáze zatížení a odrazu (Fédération Internationale de Volleyball, 2024; Zhao et al., 2024). Distenze a ruptury vazů, zejména ACL, vzhledem k anatomickým, biomechanickým, neuromuskulárním a hormonálním odlišnostem postihují mnohonásobně častěji ženy než muže (Briner & Kacmar, 1997; Ferretti et al., 1992; Mancino et al., 2024).

Systematický přehled studií publikovaných z letech 1984 – 2015, který byl proveden Reitmayerem (2017), za použití klíčového hesla „voleyball injuries“, shrnuje incidenci poranění u volejbalistů a konkrétními mechanismy jejich vzniku během hry. Nejčastějším typem poranění ve volejbale je distorze hlezna, která představuje 31,9 % všech zaznamenaných úrazů (Reitmayer, 2017). Typickým mechanismem vzniku tohoto zranění je kontakt hráčů tzv. konfliktní zóně pod sítí**.** Přibližně polovina všech distorzí hlezna vzniká v situaci, kdy blokující hráč dopadne na nohu soupeřova útočníka, který legálně překročil středovou čáru (Bahr et al., 1994; McGuine et al., 2023; Reeser et al., 2006; Verhagen, Van der Beek, et al., 2004). K těmto situacím často dochází v okamžiku, kdy útočník usiluje o zasažení nízko umístěného míče, přičemž jeho hybnost a trajektorie skoku jej přenesou přes středovou čáru. Blokující hráč, který z taktických důvodů reaguje se zpožděním, dopadá do prostoru již obsazeného soupeřovou nohou (Bahr et al., 1997; Verhagen, Van der Beek, et al., 2004).

Významnou příčinou poranění hlezna je i kolize s vlastním spoluhráčem při vícenásobném bloku, která tvoří přibližně 25 % všech poranění hlezna v halovém volejbale (Bahr et al., 1994; Reeser et al., 2006). Z hlediska herních pozic jsou nejvíce ohroženi střední blokaři a smečaři, kteří se nejčastěji zapojují do blokovacích situací. Naopak nahrávači a libera (hráči v obraně) vykazují dle FIVB Medical Commission (2020) relativně nižší výskyt těchto zranění.

Třetím nejčastějším zraněním bývají prsty (13,44 %), následuje dolní část zad (12,38 %) a ramenní pletence (12,18 %) (Reitmayer, 2017).

2.4 Výpad vpřed

Výpad vpřed (forward lunge) představuje funkční cvik s axiálním zatížením, který efektivně zlepšuje svalovou sílu a stabilitu dolních končetin (Stastny et al., 2015) a zároveň simuluje běžné pohybové vzorce každodenního života, jako je například běh, či stoupání po schodech (Muyor et al., 2020; Saeterbakken & Fimland, 2013). Během jeho provádění dochází k primární aktivaci m. gluteus maximus, quadriceps femoris, hamstringů a lýtkových svalů (gastrocnemius/soleus), které zároveň slouží jako dynamické stabilizátory kolenního kloubu (Farrokhi et al., 2008; Jönhagen, Halvorsen, et al., 2009; Marchetti et al., 2018).

Elektromyografické studie (Irish et al., 2010; Tang et al., 2001) zkoumaly vliv výpadu vpřed na aktivaci m. vastus medialis QF ve srovnání s cvičením v otevřeném kinetickém řetězci (leg extension) a dřepem s izometrickou addukcí v KYK. Výpady vpřed charakterizované uzavřeným kinetickým řetězcem podporují proprioceptivní mechanismy a svalovou kokontrakci. Na základě elektromyografických analýz autoři zjistili, že při 60° flexi KOK dochází k maximální aktivaci VMO (dokonce poměr VMO:VL je >1), což podporuje stabilizaci patelly a minimalizuje

tak riziko vzniku patellofemorálních dysfunkcí nejen u volejbalistů. Tento fakt potvrzují i další práce (Chang et al., 2015; Choi & Lee, 2017; Zhou & Kim, 2023).

Výpady jako takové představují cvik s možností velkého množství modifikací. Lze je vykonávat s využitím vlastní tělesné hmotnosti, s činkami, posilovacími gumami, na nestabilní plošině, s kettleballem i jinou externí zátěží. Kromě toho lze měnit i postavení dolních končetin – například umístění zadní, či přední nohy na zemi/vyvýšené podložce – a směr provedení (laterální, diagonální, vpřed, vzad). Zmíněné parametry pak významně ovlivňují jak biomechaniku pohybu, tak charakter svalové aktivace (Bezerra et al., 2021; Farrokhi et al., 2008, 2008; Kemp et al., 2025; Krause et al., 2018).

Jednostranné zatížení při provádění cviku navíc zvyšuje nároky na stabilitu trupu a integraci břišních svalů do kinetického řetězce s dolními končetinami (Marchetti et al., 2018). Specifické vlastnosti výpadů umožňují efektivní zlepšení rovnováhy, propriocepce a celkové pohybové koordinace, což přispívá ke snížení rizika zranění a zlepšení funkční pohyblivosti organismu (Aniceto et al., 2021; Broobush, 2024; Farrokhi et al., 2008; Gao et al., 2023; Jönhagen, Halvorsen, et al., 2009).

„Trénink výpadů výrazně přispívá ke zvýšení svalové síly, zlepšení sprintové rychlosti a funkčních schopností dolních končetin“. Toto tvrzení potvrdil například práce Jönhagen et al. (2009), která zjistila, že desetitisícový trénink výpadů u fotbalistů vedl ke zvýšení síly hamstringů a zlepšení výkonu ve sprintu. Nedávná studie Xie et al. (2025) porovnávala komplexní a odporový trénink zaměřený na výpady u badmintonistů. Obě formy tréninku vedly ke zlepšení biomechaniky kloubů a techniky výpadů, přičemž odporový trénink vykazoval větší účinek na snížení rizika zranění (Xie et al., 2025). Farrokhi et al. (2008) a studie Brookbush Institute (2024) pak poukazují na význam postavení trupu během výpadu. Větší náklon trupu vpřed zvyšuje aktivaci zadního řetězce, zejména gluteálních svalů a biceps femoris. Biomechanická analýza ukazuje, že i délka kroku při výpadu hraje důležitou roli – delší krok vede k většímu rozsahu pohybu v kyčli a koleni a k vyšší svalové aktivaci, čehož lze využít k progresi zátěže při rehabilitaci, či sportovním tréninku (Escamilla et al., 2025; Riemann et al., 2013).

Výpady představují účinný prostředek pro cílené posílení gluteální muskulatury a zlepšení stability dolních končetin. Jsou proto vhodné zejména tehdy, je-li cílem zvýšit aktivaci m. *gluteus maximus*. Vyšší aktivaci tohoto svalu při výpadu vpřed oproti dřepu potvrzují i výsledky práce Aniceto et al. (2021).

2.5 Povrchová elektromyografie (sEMG, polyEMG)

V širším kontextu elektromyografie se rozlišuje mezi jehlovou (nEMG) a povrchovou (sEMG) metodou. Jehlová EMG využívá tenkých elektrod zaváděných přímo do svalu, což umožňuje detailní analýzu elektrické aktivity i u hluboko uložených struktur, jedná se však o metodu invazivní. Oproti tomu sEMG nepřináší diskomfort spojený s penetrací tkání a umožňuje současné sledování více svalů, byť s nižším rozlišením a vyšší náchylností k artefaktům a šumu. Tyto vlastnosti ji předurčují k využití zejména v klinické praxi, sportovní rehabilitaci a při funkční diagnostice pohybového aparátu, například v procesu návratu sportovce k zátěži po úrazu (De Luca et al., 2012; Ekstrom et al., 2007; Hermens et al., 2000). Z uvedených důvodů je povrchová elektromyografie využita i v praktické části této diplomové práce.

Povrchová elektromyografie (surface electromyography, sEMG), označovaná také jako polyelektromyografie (polyEMG), představuje neinvazivní elektrofyziologickou metodu určenou ke sledování bioelektrické aktivity kosterního svalstva. Umožňuje zachytit akční potenciály motorických jednotek prostřednictvím elektrod umístěných na povrchu kůže, čímž poskytuje informace o míře svalové aktivace, o synergii a koordinaci svalů i o procesech svalové únavy. Významně tak přispívá k porozumění strategiím motorické kontroly (Kallenberg & Hermens, 2008; Krobot & Kolářová, 2011; Suzuki et al., 2002).

2.5.1 Příprava pokožky a aplikace elektrod

Příprava pokožky je nezbytnou součástí postupu. Kožní povrch musí být čistý, odmaštěný a pokud možno bez ochlupení. Očištění napomáhá ke snížení kožního odporu a zlepšení přilnavosti elektrod, zejména při dynamickém zatížení, či zvýšeném pocení. K očištění lze využít například alkohol, mýdlovou vodu, nebo speciální čisticí pasty (Dupalová & Zaatar, 2015; Tankisi et al., 2020). Kabely elektrod se doporučuje fixovat lepicí páskou, aby se minimalizoval jejich pohyb a následné artefakty v signálu (SENIAM, 1999).

Umístění elektrod představuje klíčový faktor pro získání kvalitního a validního signálu při povrchové elektromyografii. Elektrody se standardně umisťují doprostřed svalového bříška a orientují paralelně s průběhem svalových vláken, aby bylo dosaženo optimálního snímání aktivních motorických jednotek (Dupalová & Zaatar, 2015). Podle doporučení SENIAM (1999) je při longitudinálním uspořádání vhodné elektrody umístit přibližně do poloviny vzdálenosti mezi oblastí motorické ploténky a distální šlachou. Referenční elektroda se umisťuje na anatomické struktury s minimální svalovou aktivitou, typicky na výběžky kostí, například processus spinosus

obratle C7, laterální kotník, sternum, či tuberositas tibiae (Dupalová & Zaatar, 2015; Krobot & Kolářová, 2011; SENIAM, 1999).

V sEMG se nejčastěji využívá bipolární aplikace elektrod. Jde o dvojici elektrod, která snímá rozdíl elektrického potenciálu nad aktivním svalem. Tento způsob uspořádání výrazně potlačuje rušení z okolních elektromagnetických zdrojů a artefakty vznikající mimo sledovaný sval. Díky tomu dochází i k redukci šumu, což vede ke spolehlivějšímu EMG záznamu a přesnějším výsledkům, které se dále zpracovávají a analyzují (Cavalcanti Garcia & Vieira, 2010; Konrad, 2005; SENIAM, 1999).

Vzdálenost mezi povrchovými EMG elektrodami, obvykle v rozmezí 0,5–4 cm, má zásadní vliv na charakter a kvalitu snímaného signálu. Menší rozestupy elektrod vedou k nižší amplitudě a vyšší frekvenci EMG signálu. Zároveň však výrazně snižují riziko nežádoucí kontaminace signálu aktivitou okolních svalů (cross-talk). Studie ukazují, že při vzdálenosti 10 mm, je cross-talk prokazatelně nižší a měření je mnohem přesnější, než při větších rozestupech (De Luca et al., 2012; SENIAM, 1999).

Používané elektrody bývají nejčastěji kruhového tvaru, s adhezivní vodivou plochou obsahující materiál Ag/AgCl. Jejich velikost se obvykle pohybuje od 1 po několik cm², přičemž doporučená maximální velikost vodivé plochy (ve směru svalových vláken) by neměla přesahovat 10 mm (Scott, 2002; SENIAM, 1999). Tyto rozměry pomáhají předcházet nežádoucímu snímání signálů z okolních svalů (Dupalová & Zaatar, 2015; SENIAM, 1999).

2.6 Y balance test (YBT)

Star Excursion Balance Test (SEBT) je dynamický funkční test vyžadující adekvátní úroveň svalové síly, flexibility a propriocepce. Slouží k objektivnímu hodnocení fyzické výkonnosti, k identifikaci chronické nestability hlezenního kloubu a k posouzení rizika poranění dolních končetin. Za účelem zvýšení spolehlivosti (reliability) a opakovatelnosti měření jeho jednotlivých komponent byl vyvinut standardizovaný Y balance test (Gribble et al., 2012; Plisky et al., 2006).

Y Balance Test (YBT) tedy představuje moderní zjednodušenou modifikaci SEBT, která vznikla na základě zjištění, že některé z osmi původních směrů vykazují vysokou míru redundance. Tento poznatek vedl k vytvoření standardizované třísměrné verze testu – anteriorní, posteromediální a posterolaterální. Tato uspořádání vytvářejí charakteristický tvar písmene Y, podle kterého je test pojmenován. YBT tak umožňuje rychlejší, časově efektivní a prakticky proveditelné hodnocení dynamické stability (posturální kontroly) a rovnováhy dolních končetin, a zároveň zachovává podstatné diagnostické informace poskytované původním testem (Lehr et al., 2013; Picot et al., 2021; Plisky et al., 2006; Shaffer et al., 2013).

Tento test je často zařazován do rehabilitačních, či rekondičních programů, zejména u sportovců a pacientů po úrazech dolních končetin (Attenborough et al., 2017; Gonell et al., 2015; Ruffe et al., 2019). Slouží také ke sledování stranových rozdílů v rámci preventivních screeningových programů (Gonell et al., 2015; Latifi et al., 2024; Mohammadi et al., 2024; Plisky et al., 2006). Konkrétně práce Pliskyho et al. (2021) a Smitha et al. (2015) identifikovala, že sportovci vykazující anteriorní asymetrii mezi pravou a levou dolní končetinou větší než 4 cm mají výrazně (až 2,5x) vyšší pravděpodobnost poranění dolních končetin v následujícím období. Zvýšené riziko zranění bylo zaregistrováno i u sportovců se sníženou hodnotou Composite Score (Mohammadi et al., 2024; Picot et al., 2021). Plisky et al. (2006) ve své studii uvádí, že tzv. cut- off hodnota kompozitního skóre je 84 %. Výkony pod tuto hodnotu významně zvyšují riziko zranění – u žen až 6,5krát, zatímco u mužů přibližně třikrát.

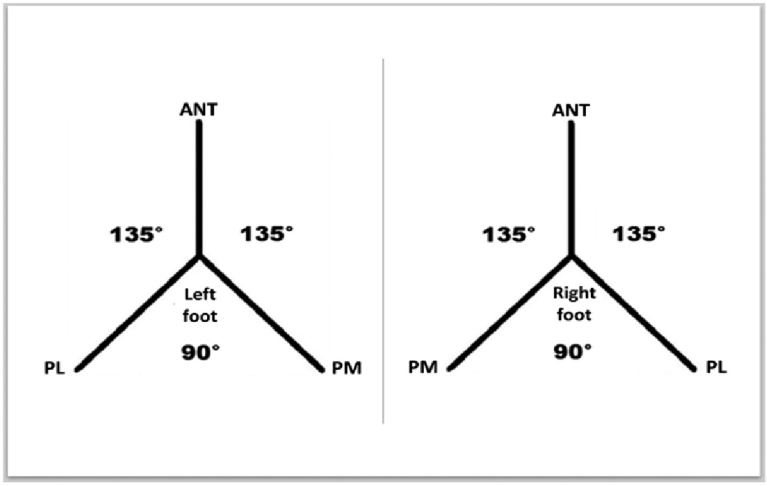
Při analýze jednotlivých směrů dosahu Attenborough et al. (2017) identifikovali, že snížený výkon v posteromediálním směru (< 77,5 %) je spojen se zvýšeným rizikem laterálního podvrtnutí hlezna. Naopak de Noronha et al. (2013) prokázali, že vyšší hodnoty výkonu v posterolaterálním směru (> 80 %) mohou toto riziko snižovat. Zajímavostí je, že obě studie zkoumaly v konečném důsledku identický směr. De Noronha et al. (2013) definovali jako PL původní PM směr, což odpovídá PM lajně ve studii Attenborough et al. (2017).

Ačkoli označení anteriorního (ANT), posteromediálního (PM) a posterolaterálního (PL) směru vychází z postavení stojné končetiny, v odborné literatuře v posledních letech objevují nesrovnalosti, zejména v popisu zadních směrů PM a PL. Několik novějších studií tato označení ve svých metodických postupech zaměňují, či neuvádí přesnou terminologii jednotlivých směrů. Tyto nepřesnosti mohou vést k chybným interpretacím výsledků, zejména při stanovování zmíněných cut-off hodnot a hodnocení rizika poranění (Gonell et al., 2015; Picot et al., 2021).

Test je často využíván i ke sledování progresu – provede se před zahájením rehabilitace nebo kondičního tréninku, přičemž opětovně je testován po uplynutí době spolupráce. Cílem je posoudit, zda a v jaké míře došlo ke zlepšení dynamické funkce rovnováhy a stability končetin. Kromě varianty pro DKK existuje i YBT pro horní končetiny, zaměřený na funkci horních segmentů (např. rameno, loket, zápěstí) (Alnahdi et al., 2015; Loffing et al., 2014; Plisky et al., 2021; Ruffe et al., 2019; Warren et al., 2020).

2.6.1 Průběh testování

Měření YBT je možné provádět za využití standardizovaného YBT zařízení, ale i bez něj. V terénních podmínkách lze připravit improvizované testovací uspořádání vytvořením tvaru písmene Y pomocí nalepovací pásky s vyznačenými centimetrovými úseky. Posteriorní směry svírají vzájemný úhel 45°, zatímco úhel mezi oběma posteriorními směry a směrem anteriorním činí 135° (Shaffer et al., 2013).



Obrázek 2. Grafické schéma YBT (Picot et al., 2021)

Před zahájením samotného měření je testovaná osoba seznámena s postupem testu. Prvním krokem je stanovení délky obou dolních končetin. V souladu s dostupnou literaturou se využívá funkční délka končetiny, měřená od spina iliaca anterior superior až po malleolus medialis. Měření se provádí vleže na zádech pomocí krejčovského metru (Picot et al., 2021; Plisky et al., 2009).

Následně testovaná osoba zaujme základní výchozí pozici ve stoji na jedné dolní končetině = stojná končetina. Druhá dolní končetina (hybná) se používá k dosažení maximální vzdálenosti v jednotlivých testovaných směrech. Po dosažení největší možné vzdálenosti se musí testovaný kontrolovaně vrátit do výchozí pozice, aniž by došlo ke ztrátě rovnováhy, pádu nebo kontaktu s podložkou v prostoru mimo vyznačenou oblast (Plisky et al., 2006, 2009; Shaffer et al., 2013; Smith et al., 2015).

Výsledek testu je vyjádřen prostřednictvím tzv. YBT composite score, který se vypočítá jako součet maximálních dosažených vzdáleností ve všech třech směrech pro jednu dolní končetinu, dělený třikrát délkou končetiny a následně vynásobený 100. Kromě toho je možné stanovit i absolutní dosaženou vzdálenost, která představuje průměrnou vzdálenost dosaženou v jednotlivém směru (Shaffer et al., 2013).

3 CÍLE

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem diplomové práce bude pomocí povrchové elektromyografie posoudit míru aktivace vybraných svalů dominantní dolní končetiny u profesionálních volejbalistek při výpadu na nestabilní platformě a mimo ni.

3.2 Dílčí cíle

1) Posoudit míru svalové aktivace vybraných svalů dominantní dolní končetiny u profesionálních volejbalistek při výpadu na nestabilní platformě a mimo ni.
2) Zhodnotit míru svalové aktivace svalů u dominantní a nedominantní dolní končetiny při výpadu na stabilní podložce.
3) Porovnat míru svalové aktivace vybraných svalů mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při výpadu na nestabilní podložce.
4) Pomocí Y-Balance testu zhodnotit případné asymetrie mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

3.3 Výzkumné otázky

V_1: Jaký je rozdíl v míře svalové aktivace vybraných svalů dominantní dolní končetiny mezi provedením výpadu vpřed na stabilní a nestabilní podložce?

V_2: Jaký je rozdíl v míře svalové aktivace vybraných svalů při provedení výpadu vpřed na stabilní podložce mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou?

V_3: Jaký vliv má dominance dolní končetiny na míru aktivace vybraných svalů při provedení výpadu vpřed na nestabilní podložce?

V_4: Existuje statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v hodnotách composite score Y-Balance Testu?

4 METODIKA

Studie je koncipována formou kvantitativního observačního výzkumu. Konkrétně se jedná o **průřezovou studii** (*cross-sectional study*), jejímž cílem je zhodnotit vybrané kineziologické a svalově-aktivační parametry svalů dolních končetin při provedení výpadu vpřed u profesionálních volejbalistek.

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Do výzkumu bylo zařazeno 14 profesionálních volejbalistek ve věku 18-30 let z týmu Šternberk a Olomouc. Skupinu probandek tvořily ženy s průměrným věkem 22,7 let (SD = 4,2), které se volejbalu věnují průměrně 13,6 let (SD = 3,3), aktivně se účastní tréninků, zápasů a skrze informovaný souhlas potvrdily svoji dobrovolnou účast v této studii. Průměrná výška žen byla 179,9 cm (SD = 8,22), váha 72,6 kg (SD = 12,1) a BMI 22,3 (SD = 1,99). Z hlediska laterality převažovala pravostranná dominance horní končetiny (13 hráček), zatímco jedna účastnice byla levoruká. U dolních končetin byla zjištěna pravostranná dominance u 12 žen, zatímco levá dolní končetina byla zvolena pouze dvěma účastnicemi. Studie se nemohly účastnit dívky se systémovým onemocněním, akutním horečnatým onemocněním a nadměrnou únavou organismu. Dále byly vyloučeny probandky, které prodělaly operaci, či úraz dolních končetin, pánve nebo zad v posledních 6 měsících, vykazovaly akutní bolestivé stavy, byly těhotné nebo během testování byly nucené využít podpůrné pomůcky (např. tejpy, ortézy).

4.1.1 Informovanost účastníků výzkumu

Před zahájením měření bylo zadání schválenou etickou komisí (příloha 2). Všechny účastnice byly na počátku našeho setkání seznámeny s jednotlivými částmi a cílem tohoto výzkumného projektu. Každá hráčka podepsala informovaný souhlas o dobrovolné účasti (viz příloha 1) a do studie byla zařazena pod číslem, které zajišťuje jejich anonymitu. Originály výše zmíněných dokumentů jsou uchovány u autorky práce.

4.2 Metody sběru dat

Měření probíhalo v září 2025v laboratoři RRR centra v prostorách Fakulty tělesné výchovy Univerzity Palackého. Vyšetření bylo rozděleno do několika částí. Pomocí krátkého dotazníku byla nejprve odebrána anamnéza a určena dominance DK. Následoval orientační kineziologický

rozbor zaměřený na DKK, Y balance test, a nakonec EMG měření. Všechny testy byly provedeny v průběhu jednoho setkání.

4.2.1 Odebrání anamnézy a určení dominance dolní končetiny

V rámci anamnézy byly probandky dotazovány věk (v letech), tělesnou hmotnost (v kg), tělesnou výšku (v cm), na aktuální zdravotní potíže, historii zranění a operací v oblasti DKK. Dále nás zajímala týdenní frekvence volejbalových tréninků a utkání, přibližná frekvence fyzických aktivit mimo volejbal a počet let aktivního hraní volejbalu.

Závěrečná část dotazníku byla zaměřena na stanovení dominance dolní končetiny. Pro tento účel byl využit dotazník Footedness Questionnaire, který zahrnoval otázky orientované na preferenci dolní končetiny při vybraných motorických úkolech. Konkrétně se jednalo o kopnutí do míče na cíl, výstup na schod, zvednutí drobného předmětu ze země a zašlápnutí hmyzu. U každé položky byla zaznamenána preferovaná dolní končetina (pravá/levá). Dominance byla následně stanovena na základě převahy odpovědí, přičemž za dominantní byla považována ta končetina, která byla uvedena alespoň ve třech ze čtyř výše zmíněných činností.

4.2.2 Kineziologický rozbor

Každá účastnice podstoupila základní kineziologický rozbor se zaměřením na dolní končetiny. Z antropometrických údajů nás zajímala anatomická a funkční délka DKK, rozsah pohybu do zevní a vnitřní rotace v KYK bilaterálně, zkrácené svaly (iliopsoas, rectus femoris, hamstringy, triceps surae, soleus), přítomnost skoliotického držení, hypermobility v KOK a plochonoží, které by mohlo ovlivnit propriocepci a stabilitu při pohybu. Kineziologický rozbor byl proveden naboso ve spodním prádle s vlasy v gumičce. Pro diplomovou práci byla vytažena pouze některá data z výše uvedených. Kompletní výsledky kineziologického rozbory byly poskytnuty trenérovi týmu Šternberk.

4.2.3 Y-Balance Test (YBT)

Pro posouzení komplexní síly a stability dolních končetin byl u všech účastnic na **dominantní i nedominantní DK** proveden **Y-Balance Test**. Testovanou končetinou byla stojná DK, zatímco kontralaterální (hybná) DK prováděla maximální pohyb do výše popsaných směrů (viz teoretické poznatky). Měření bylo u všech hráček zahájeno na dominantní dolní končetině, určené na základě dotazníku Footedness Questionnaire, a následně pokračovalo na končetině nedominantní. V každém směru byly provedeny tři platné pokusy. Pořadí jednotlivých směrů

bylo standardizováno: anteriorní, posterolaterální a posteromediální, vždy se třemi opakováními. Ruce byly po celou dobu testování fixovány v poloze v bok. Každý platný pokus byl zaznamenán do tabulky; pro další analýzu byla využita nejlepší dosažená hodnota v daném směru. Na jejím základě bylo následně vypočteno výsledné kompozitní skóre Y Balance Testu (YBTCS). Před začátkem testování byly stanoveny zásady měření:

1) Stojná DK je během celého pohybu umístěna na plošině přímo uprostřed, u pohybů anteriorním směrem se stanovené čáry dotýká pata, u směrů posterolaterálního a posteromediálního se čáry dotýká palec.
2) Stojná DK testované osoby je neustále v kontaktu se zemí celou ploskou.
3) Hybná DK by se během měřeného pohybu neměla dotýkat země, případně je povoleno lehké sunutí špičky palce u nohy.
4) Po dosažení maximální možné vzdálenosti hybnou DK se vrací zpět do stoje spojného.
5) Po celou dobu testování jsou ruce v pozici v bok, jakákoliv změna polohy HKK je brána jako chybný pokus.

Za chybný pohyb byl označen nadměrný dotyk země hybnou nohou, švihnutí, či vykopnutí do dálky, odlepení paty u stojné DK od země a neudržení rukou v bok. V těchto případech nebyl pokus zaznamenán a probandka byla vyzvána k vykonání pokusu náhradního.

4.2.4 Příprava probanda

Před samotným testováním bylo všem účastnicím doporučeno vyzkoušet si do všech směrů tzv. „nultý pokus nanečisto". Hráčky byly také zainstruovány, aby si na měření oblékly pohodlný sportovní oděv nebo spodní prádlo, které běžně využívají při tréninku, či zápasu. Jak Y balance test, tak výpad vpřed, byl prováděn **naboso**, aby se eliminovalo zkreslení výsledků způsobené vlivem rozdílného typu obuvi. Měření probíhalo v laboratoři za klidných a tichých podmínek, bez rušivých elementů. Teplota v místnosti byla klimatizací udržována na 22 stupňů Celsia.

4.3 Měření a hodnocení svalové aktivity pomocí polyEMG

4.3.1 Technické vybavení

Pro hodnocení svalové aktivity během výpadu vpřed na stabilní a nestabilní podložku byla využita **povrchová elektromyografie (polyEMG)**. Konkrétně se jednalo o osmikanálový přístroj Noraxon TeleMyo 2400 G2 (viz obrázek 1).

Obrázek 3. EMG přístroj (zdroj: vlastní foto)

K samotnému snímaní svalové aktivity byly využity jednorázové povrchové samolepící elektrody značky Medico. Výpad vpřed za nestabilních podmínek byl proveden na černou molitanovou balanční podložku o výšce 6 cm.

4.3.2 Umístění elektrod

Před samotným EMG měřením bylo nutné volejbalistky edukovat o průběhu závěrečné části výzkumu. Nejprve, kvůli zajištění maximální přilnavosti elektrody ke kůži, byla pokožka v místech plánovaného umístění elektrod očištěna navlhčeným vatovým tampónkem. Následovalo ozřejmění sedmi předem stanovených svalů, na které byly paralelně, v průběhu svalových vláken aplikovány jednorázové samolepící elektrody. Signál byl snímám ze sedmi svalů: *vastus medialis* et *vastus lateralis quadriceps femoris*, *biceps femoris*, *gluteus maximus*, *tibialis anterior*, *gastrocnemius medialis et lateralis*, vždy nejprve z dominantní a poté z nedominantní dolní končetiny. Každý ze sedmi svodů tvořily dvě elektrody – snímací a vysílací (referenční), umístěné přibližně 2 cm od sebe. Součástí primárního okruhu byla navíc třetí, zemnící elektroda. Ta byla nalepena na kostní výstupek do oblasti tuberositas tibiae. Elektrody

byly dle standardů SENIAM a doporučení Konrada (2005) (příloha č. 6) umístěny paralelně s průběhem svalových vláken.

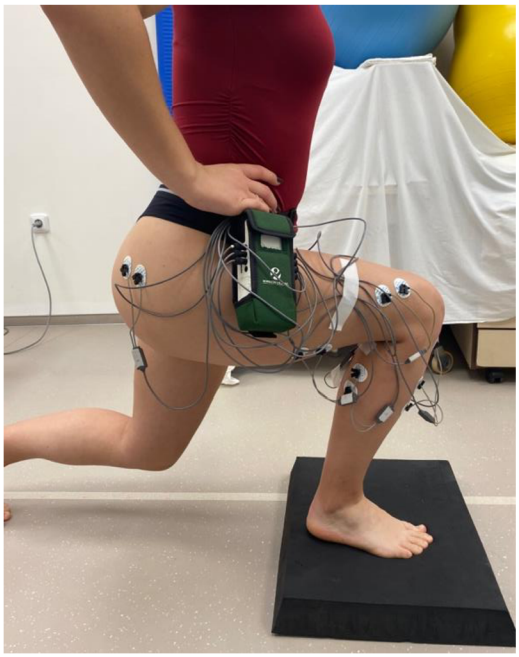
Obrázek 4. Umístění elektrod na kůži probandek (zdroj: vlastní)

4.3.3 Průběh měření

Každá probandka absolvovala celkem šest výpadů na každou dolní končetinu a to ve dvou různých podmínkách – na pevné a na nestabilní (molitanové) podložce. Vždy byly provedeny tři výpady na pevnou podložku a poté tři na molitan. Mezi jednotlivé pokusy byla zařazena pauza o délce 30 sekund pro zajištění dostatečné regenerace. Před zahájením testování byla účastnicím technika výpadu podrobně vysvětlena a názorně předvedena. Každá probandka měla možnost si test vyzkoušet nanečisto, aby se seznámila s pohybem a podmínkami testování.

Testován byl výpad vpřed z výchozího stoje sounož, kdy špičky směřovaly vpřed. Horní končetiny bylo možné umístit vbok nebo spojit před tělem. Na povel „teď“ testovaná osoba vykročila vpřed na délku svého přirozeného kroku a provedla výpad tak, aby předního koleno bylo ohnuto do úhlu 90st (viz obrázek níže). V této pozici setrvala přibližně 5 – 10 sekund. Na pokyn „zpět“ se probandka odrazila od přední nohy a vrátila do výchozí pozice. Po celou dobu pohybu byl kladen důraz na udržení trupu v co nejvíce vzpřímené poloze.

Po třech výpadech dominantní dolní končetinou na pevné podložce následovaly tři výpady na molitanové platformě. Celý proces byl následně zopakován i pro druhou, nedominantní dolní končetinu. Z každé série byl první výpad považován za zkušební, pro účely vyhodnocení byl primárně využíván pokus druhý. V případě, že jeho provedení nebylo v souladu s požadovanou technikou, či stanovenými kritérii, byl do analýzy zařazen pokus třetí. Po dokončení měření byly testovaným jedincům odpojeny svody a odstraněny jednorázové elektrody.



Obrázek 5. Konečné provedení výpadu vpřed (zdroj: vlastní)

4.3.4 Analýza polyEMG záznamu

Analýza původně naměřeného záznamu elektrické aktivity svalů byla provedena v softwaru MyoResearch XP Master Edition 1.07.09. Zaznamenaný „raw" signál byl v programu upraven (rektifikován) a vyhlazen. Data byla zpracovávána na základě aktivace svalů dolní končetiny umístěné vpřed při provádění výpadu. Časový interval měření byl vymezen dvěma markery. První marker byl zaznačen v bodě poklesu činnosti posledního aktivovaného svalu (ze sedmi snímaných), odpovídal pokynu „ted". Druhý marker označoval moment vzestupu elektrické aktivity u prvního aktivovaného svalu při povelu „zpět". Pro normalizaci dat byly použity hodnoty vyjádřené jako poměr průměrné (mean) a maximální (peak) aktivity, kde hodnota mean představovala dělenec a hodnota peak dělitel.

Získané výsledky byly následně přepsány do Excelové tabulky a sloužily jako detailní podklad ke statistickému zpracování dat.

4.3.5 Statistické zpracování dat

Statistickou analýzu dat provedl RNDr. Milan Elfmark za využití programu Statistika. Pro zodpovězení výzkumných otázek byl z důvodu malé velikosti výzkumného souboru využit neparametrický test Wilcoxonův párový test. Test sloužil k porovnání svalové aktivity mezi dvěma odlišnými podmínkami u stejného probanda. Konkrétně se jednalo o porovnání EMG aktivity mezi svaly dominantní a nedominantní dolní končetiny u všech testovaných osob

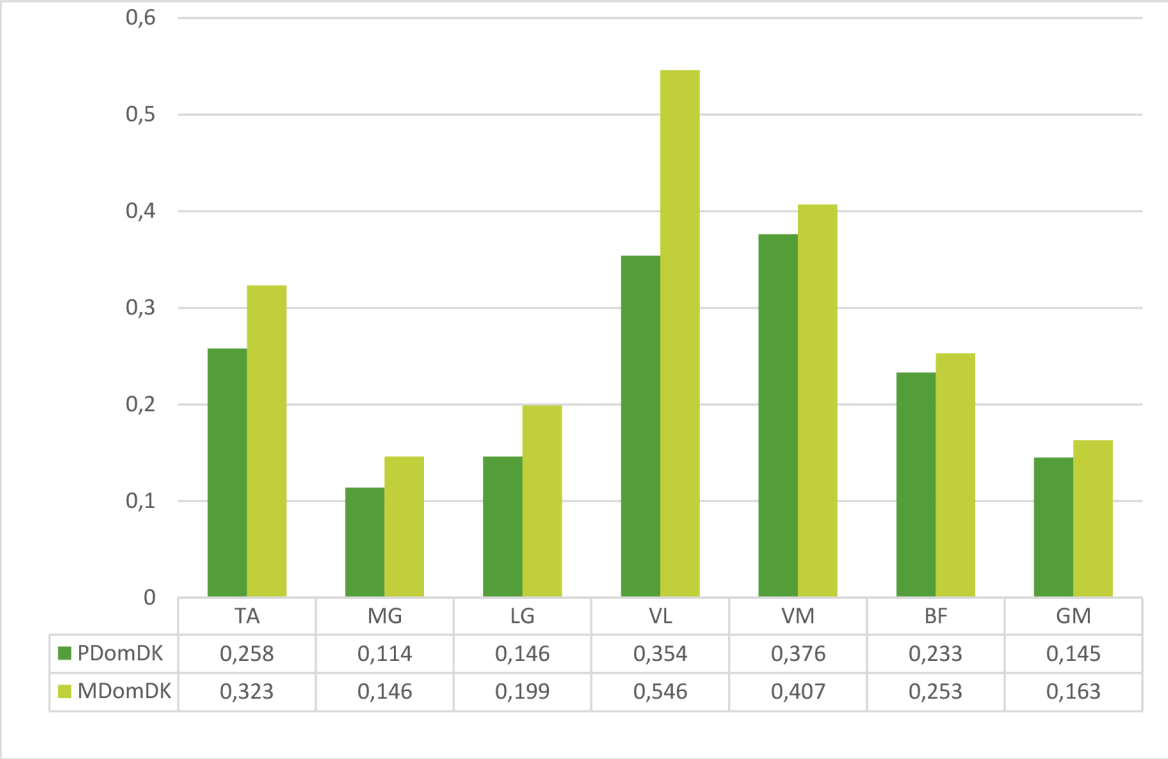
a o porovnání svalové aktivity dominantní dolní končetiny při výpadu na stabilní povrch versus na molitanovou podložku (nestabilní povrch).

Hladina statistické významnosti byla stanovena na $\alpha = 0,05$, přičemž za statisticky významné byly považovány výsledky s hodnotou $p < 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 První výzkumná otázka

V_1: Jaký je rozdíl v míře svalové aktivace vybraných svalů dominantní dolní končetiny mezi provedením výpadu vpřed na stabilní a nestabilní podložce?



	TA	MG	LG	VL	VM	BF	GM
PDomDK	0,258	0,114	0,146	0,354	0,376	0,233	0,145
MDomDK	0,323	0,146	0,199	0,546	0,407	0,253	0,163

Obrázek 6. Grafické znázornění průměrných normalizovaných hodnot svalů dominantní DK při výpadu na stabilní a nestabilní podložce

Vysvětlivky: PdomDK – výpad na stabilní podložku (podlahu) dominantní dolní končetinou, MdomDK – výpad na nestabilní podložku (molitan) dominantní dolní končetinou, TA – tibialis anterior, MG – gastrocnemius medialis, LG – gastrocnemius lateralis, VL – vastus lateralis m. quadriceps femoris, VM – vastus medialis m. quadriceps femoris, BF – biceps femoris, GM – gluteus maximus

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (DP data EMG) Označené testy jsou významné na hladině p <,05000			
	Počet platných	T	Z	p-hodn.
NormPdom1TA & NormMdom1TA	14	23,00000	1,851906	0,064040
NormPdom2MG & NormMdom2MG	14	30,00000	1,412471	0,157812
NormPdom3LG & NormMdom3LG	14	20,00000	2,040236	0,041328
NormPdom4VL & NormMdom4VL	14	18,00000	2,165789	0,030328
NormPdom5VM & NormMdom5VM	14	44,00000	0,533600	0,593619
NormPdom6BF & NormMdom6BF	14	44,00000	0,533600	0,593619
NormPdom7GM & NormMdom7GM	14	27,00000	1,600800	0,109422

Tabulka 2. Porovnání naměřených hodnot vybraných svalů dominantní dolní končetiny při výpadu na stabilní a na nestabilní podložce

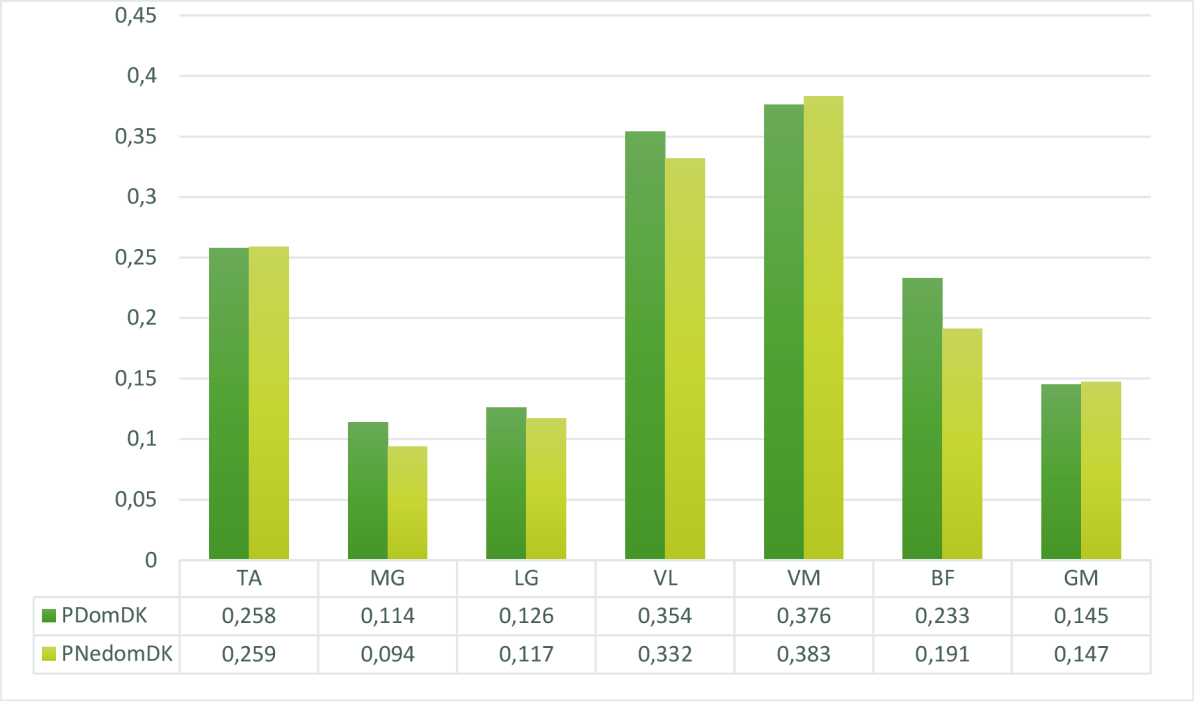
Vysvětlivky: proměnné NormPdom – normalizovaná hodnota dominantní dolní končetiny při výpadu na stabilní podložku (podlahu), NormMdom – normalizovaná hodnota dominantní dolní končetiny při výpadu na nestabilní podložku (molitan), p-hodn. – p-hodnota na základě Wilcoxova párového testu, 1TA – tibialis anterior, 2MG – gastrocnemius medialis, 3LG – gastrocnemius lateralis, 4VL – vastus lateralis m. quadriceps femoris, 5VM – vastus medialis m. quadriceps femoris, 6BF – biceps femoris, 7GM – gluteus maximus

Tabulka 2 a Obrázek 6 prezentují porovnání průměrných normalizovaných hodnot EMG vybraných svalů dominantní dolní končetiny při provedení výpadu vpřed na stabilní a nestabilní podložce. Statistická analýza byla provedena pomocí Wilcoxonova párového testu. Statisticky významný rozdíl mezi stabilní a nestabilní podložkou byl zjištěn u svalu m. gastrocnemius medialis (MG) ($p = 0,041328$) a m. vastus lateralis (VL) ($p = 0,030328$). U svalu m. gastrocnemius medialis byla zaznamenána (na základě průměrné normalizované hodnoty) vyšší aktivace při výpadu na nestabilní podložce (0,199) oproti stabilní podložce (0,146). Obdobně u svalu m. vastus lateralis domDK byla průměrná normalizovaná hodnota EMG vyšší při provedení výpadu vpřed na nestabilní podložce (o 35%).

U dalších testovaných svalů – m. tibialis anterior (TA), m. gastrocnemius lateralis (LG), m. vastus medialis (VM), m. biceps femoris (BF) a m. gluteus medius (GM) – nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi stabilní a nestabilní podložkou ($p > 0,05$). Z výsledků vyplývá, že změna charakteru podložky ovlivnila aktivaci pouze některých svalů dominantní dolní končetiny.

5.2 Druhá výzkumná otázka

V_2: Jaký je rozdíl v míře svalové aktivace vybraných svalů při provedení výpadu vpřed na stabilní podložce mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou?



	TA	MG	LG	VL	VM	BF	GM
PDomDK	0,258	0,114	0,126	0,354	0,376	0,233	0,145
PNedomDK	0,259	0,094	0,117	0,332	0,383	0,191	0,147

Obrázek 7. Grafické znázornění průměrných normalizovaných hodnot svalů dominantní a nedominantní DK při výpadu na stabilní podložce

Vysvětlivky: PdomDK – výpad na stabilní podložku (podlahu) dominantní dolní končetinou, PNedomDK – výpad na stabilní podložku (podlahu) nedominantní dolní končetinou, TA – tibialis anterior, MG – gastrocnemius medialis, LG – gastrocnemius lateralis, VL – vastus lateralis m. quadriceps femoris, VM – vastus medialis m. quadriceps femoris, BF – biceps femoris, GM – gluteus maximus

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (DP data EMG) Označené testy jsou významné na hladině p <,05000			
	Počet platných	T	Z	p-hodn.
NormPdom1TA & NormPnedom1TA	14	47,00000	0,345271	0,729891
NormPdom2MG & NormPnedom2MG	14	41,00000	0,721930	0,470338
NormPdom3LG & NormPnedom3LG	14	32,00000	1,286918	0,198124
NormPdom4VL & NormPnedom4VL	14	46,00000	0,408047	0,683239
NormPdom5VM & NormPnedom5VM	14	52,00000	0,031388	0,974960
NormPdom6BF & NormPnedom6BF	14	29,00000	1,475247	0,140147
NormPdom7GM & NormPnedom7GM	14	50,00000	0,156941	0,875291

Tabulka 2. Porovnání naměřených hodnot vybraných svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny při výpadu na stabilní podložce

Vysvětlivky: NormPdom – normalizovaná hodnota dominantní dolní končetiny při výpadu na stabilní podložku (podlahu), NormPnedom – normalizovaná hodnota nedominantní dolní končetiny při výpadu na stabilní podložku (podlahu), p-hodn. – p-hodnota na základě Wilcoxova párového testu, 1TA – tibialis anterior, 2MG – gastrocnemius medialis, 3LG – gastrocnemius lateralis, 4VL – vastus lateralis m. quadriceps femoris, 5VM – vastus medialis m. quadriceps femoris, 6BF – biceps femoris, 7GM – gluteus maximus

Na základě grafického znázornění průměrných normalizovaných hodnot svalové aktivity při výpadu na stabilní podložce byly mezi dominantní (DomDK) a nedominantní dolní končetinou (NedomDK) zjištěny pouze minimální rozdíly. U svalu m. tibialis anterior (TA) byly hodnoty téměř totožné (domDK: 0,258; nedomDK: 0,259). U m. gastrocnemius medialis (MG) byla mírně vyšší aktivita zaznamenána na dominantní končetině (0,114) oproti nedominantní (0,094). Podobný trend byl pozorován i u m. gastrocnemius lateralis (LG), kde hodnoty činily 0,126 (domDK) a 0,117 (nedomDK).

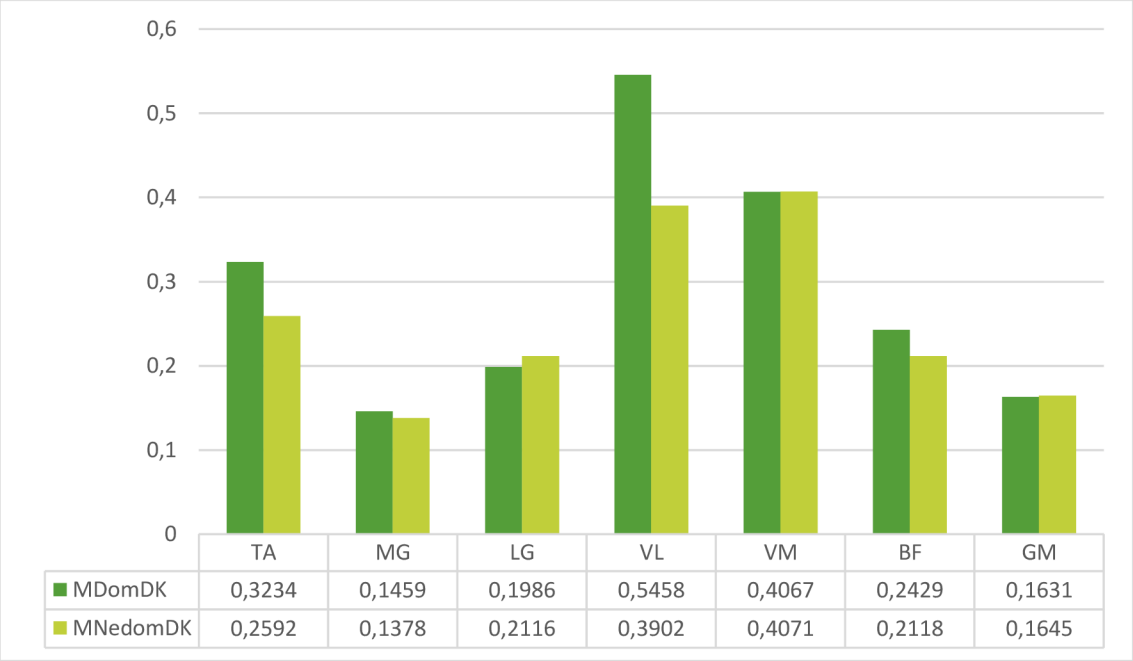
U svalu m. vastus lateralis (VL) byla průměrná aktivita vyšší na domDK (0,354) ve srovnání s nedomDK (0,332). Naopak u m. vastus medialis (VM) byla nepatrně vyšší hodnota zaznamenána u nedominantní DK (0,383) oproti dominantní (0,376). U m. biceps femoris (BF) byla vyšší aktivita zjištěna na dominantní končetině (0,233) ve srovnání s nedominantní (0,191). U m. gluteus maximus (GM) byly hodnoty opět velmi vyrovnané (domDK 0,145 vs. nedomDK 0,147).

Statistická analýza pomocí Wilcoxonova párového testu neprokázala statisticky významné rozdíly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou u žádného ze sledovaných svalů (TA $p = 0,729891$; MG $p = 0,470338$; LG $p = 0,198124$; VL $p = 0,683339$; VM $p = 0,974960$; BF $p = 0,140147$; GM $p = 0,875291$; hladina významnosti $\alpha = 0,05$).

Výsledky tedy naznačují, že při provedení výpadu vpřed na stabilní podložce nedochází k významným rozdílům ve svalové aktivaci mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

5.3 Třetí výzkumná otázka

V_3: Jaký vliv má dominance dolní končetiny na míru aktivace vybraných svalů při provedení výpadu vpřed na nestabilní podložce?



	TA	MG	LG	VL	VM	BF	GM
MDomDK	0,3234	0,1459	0,1986	0,5458	0,4067	0,2429	0,1631
MNedomDK	0,2592	0,1378	0,2116	0,3902	0,4071	0,2118	0,1645

Obrázek 8. Grafické znázornění průměrných normalizovaných hodnot svalů dominantní a nedominantní DK při výpadu na nestabilní podložce

Vysvětlivky: MdomDK – výpad na nestabilní podložku (molitan) dominantní dolní končetinou, MNedomDK – výpad na nestabilní podložku (molitan) nedominantní dolní končetinou, TA – tibialis anterior, MG – gastrocnemius medialis, LG – gastrocnemius lateralis, VL – vastus lateralis m. quadriceps femoris, VM – vastus medialis m. quadriceps femoris, BF – biceps femoris, GM – gluteus maximus

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (DP data EMG) Označené testy jsou významné na hladině p <,05000			
	Počet platných	T	Z	p-hodn.
NormMdom1TA & NormMnedom1TA	14	27,00000	1,600800	0,109422
NormMdom2MG & NormMnedom2MG	14	42,00000	0,659153	0,509798
NormMdom3LG & NormMnedom3LG	14	50,00000	0,156941	0,875291
NormMdom4VL & NormMnedom4VL	14	17,00000	2,228565	0,025844
NormMdom5VM & NormMnedom5VM	14	47,00000	0,345271	0,729891
NormMdom6BF & NormMnedom6BF	14	35,00000	1,098588	0,271948
NormMdom7GM & NormMnedom7GM	14	48,00000	0,282494	0,777565

Tabulka 3. Porovnání naměřených hodnot vybraných svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny při výpadu na nestabilní podložce

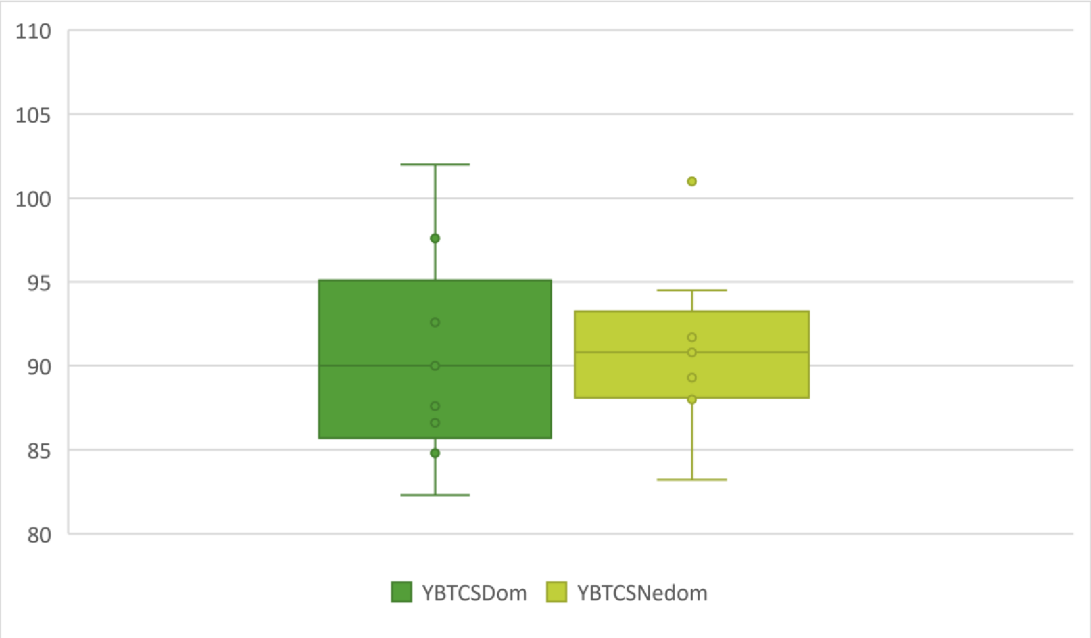
Vysvětlivky: NormMdom – normalizovaná hodnota dominantní dolní končetiny při výpadu na molitan, NormMnedom – normalizovaná hodnota nedominantní dolní končetiny při výpadu na molitan, p-hodn. – p-hodnota na základě Wilcoxova párového testu, 1TA – tibialis anterior, 2MG – gastrocnemius medialis, 3LG – gastrocnemius lateralis, 4VL – vastus lateralis m. quadriceps femoris, 5VM – vastus medialis m. quadriceps femoris, 6BF – biceps femoris, 7GM – gluteus maximus

Tabulka 3 znázorňuje porovnání průměrných normalizovaných hodnot EMG mezi domDK a nedomDK při provedení výpadu vpřed na nestabilní podložce (molitanu). Statistická analýza byla provedena pomocí Wilcoxonova párového testu. Statisticky významný rozdíl byl zjištěn pouze u svalu m. vastus lateralis (VL) musculus quadriceps femoris ($p = 0,025844$). Průměrná normalizovaná hodnota EMG u dominantní dolní končetiny činila 0,5458, zatímco u nedominantní dolní končetiny 0,3902 (viz obrázek 8).

U ostatních sledovaných svalů nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou ($p > 0,05$). Konkrétně u m. tibialis anterior (TA) byla průměrná aktivace 0,3234 (dominantní) vs. 0,2592 (nedominantní). U m. biceps femoris (BF) (0,2429 vs. 0,2118) a gastrocnemius medialis (MG) (0,1459 vs. 0,1378) odpovídala vyšší hodnota dominantní DK. Zanedbatelné rozdíly byly zaznamenány u m. vastus medialis (VM) (0,4067 vs. 0,4071) a m. gluteus maximus (GM) 0,1631 vs. 0,1645), kde byly hodnoty prakticky shodné. U m. gastrocnemius lateralis (LG) (0,1986 vs. 0,2116) byla mírně vyšší průměrná aktivace zaznamenána u nedominantní dolní končetiny, avšak rovněž bez statistické významnosti.

5.4 Čtvrtá výzkumná otázka

V_4: Existuje mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou statisticky významný rozdíl v hodnotách composite score Y-Balance Testu?



Obrázek 9. Grafické znázornění composite score Y-Balance Testu dominantní a nedominantní dolní končetiny

	M [%]	Min	Max	SD	Mdn	VK	p-hodnota
YBTCSDom	89,3943	82,3000	102,0000	5,2284	88,3000	5,8507	p = 0,5195
YBTCSNedom	90,0286	83,2000	101,0000	4,2083	89,1500	4,6744	

Tabulka 4. Porovnání composite score Y-Balance Testu mezi dominantní a nedominantní DK

Vysvětlivky: YBTCSDom – composite score Y-Balance Testu dominantní dolní končetiny, YBTCSNedom – composite score Y-Balance Testu nedominantní dolní končetiny, M – průměr, Min – minimální hodnota, Max – maximální hodnota, SD – směrodatná odchylka, Mdn – medián, VK – variační koeficient

Tabulka 4 obsahuje statistické porovnání composite score Y-Balance Testu mezi dominantní (Mdn = 88,3%; SD = 5,23) a nedominantní dolní končetinou (Mdn = 89,2%; SD = 4,21) bylo provedeno Wilcoxonovým párovým testem (W = 84, p = 0,5195). Test neprokázal statisticky významný rozdíl mezi oběma dolními končetinami. Symetrie composite score (p = 0,5195) indikuje absence laterální dominance a nízké riziko muskuloskeletálních dysbalancí.

Medián rozdílu činí 0,85%, což je klinicky nevýznamné (<4% asymetrie). Všechny naměřené hodnoty překročily prahovou hodnotu 85% pro predikci zranitelnosti. Výsledky poukazují na symetrickou dynamickou stabilitu dolních končetin u všech probandek.

6 DISKUSE

6.1 Diskuse k první výzkumné otázce

V_1: Jaký je rozdíl v míře svalové aktivace vybraných svalů dominantní dolní končetiny mezi provedením výpadu vpřed na stabilní a nestabilní podložce?

Hlavním cílem diplomové práce bylo posoudit vliv nestabilní podložky na míru svalové aktivace vybraných svalů dolní končetiny při provedení výpadu vpřed s důrazem na rozdíly mezi dominantní a nedominantní končetinou. Výsledky prokázaly statisticky významně vyšší aktivaci m. vastus lateralis (VL) a gastrocnemius lateralis (LG) u dominantní dolní končetiny při provedení výpadu vpřed na nestabilní podložce. U ostatních sledovaných svalů nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl. V kontextu dynamických a posturálně náročných úloh může dominantní dolní končetina vykazovat vyšší úroveň neuromuskulární kontroly a efektivnější adaptaci na měnící se podmínky.

Je obecně známo, že nestabilní podložky zvyšují nároky na posturální kontrolu, propriocepci a intermuskulární koordinaci. Zvýšenou aktivitu m. vastus lateralis lze vysvětlit jeho významnou rolí při stabilizaci kolenního kloubu, především ve frontální rovině, kde se podílí na kontrole valgózního postavení kolene. V nestabilních podmínkách dochází ke zvýšeným nárokům na řízení pozice kolenního kloubu, což může vést k jeho vyšší aktivaci právě ve spojitosti se zajištěním dynamické stability.

Zvýšená aktivita m. gastrocnemius lateralis může souviset s jeho významnou úlohou při stabilizaci hlezenního kloubu a udržení rovnováhy. Svaly v oblasti hlezenního kloubu se zásadním způsobem podílejí na řízení posturální stability, zejména při dynamických balančních úlohách. Za nestabilních podmínek dochází ke zvyšování svalové aktivity těchto struktur v důsledku vyšších nároků na udržování rovnováhy. Zvýšená aktivace m. gastrocnemius lateralis tak může představovat adaptační mechanismus vedoucí k efektivnější kontrole polohy těla a rychlé korekci posturálních výchylek při změně charakteru podložky (Frankowski et al., 2025; Karagiannakis et al., 2020).

Řada studií uvádí, že při cvičení na nestabilních podložkách dochází ke zvýšení aktivity svalů podílejících se na stabilizační funkci, zejména svalů skupiny m. quadriceps femoris. Například Hyong et al. (2013) prokázali, že při dřepech prováděných na površích s vyšší mírou nestability (zejména na gumových balančních discích) dochází k signifikantně vyšší aktivaci m. vastus medialis i m. vastus lateralis ve srovnání se stabilní podložkou. Tuto skutečnost dávají do souvislosti s potřebou udržení rovnováhy a kontroly osového postavení dolní končetiny během zatížení. Obdobně Maior et al. (2009) potvrdili u silově trénovaných mužů tendenci

k vyšší aktivitě m. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. rectus femoris při dřepech na nestabilních plochách oproti stabilním podmínkám. Tyto výsledky autoři interpretují jako důsledek zvýšených nároků na stabilizaci kolenního kloubu a kontrolu pohybu ve frontální i sagitální rovině (Hyong & Kang, 2013; Maior et al., 2009).

Na rozdíl od studií poukazujících na zvýšenou aktivaci kvadricepsu při cvičení na nestabilních plochách existují i práce, které tento efekt nepotvrzují. Gündoğan et al. (2023) neprokázali žádný vliv typu podložky (stabilní povrch, žíněnka, BOSU) na aktivaci m. vastus medialis ani m. vastus lateralis při dřepech. Podobně Saeterbakken a Fimland (2013) nezjistili statisticky významné rozdíly v aktivaci svalů dolní končetiny mezi stabilní podložkou a BOSU míčem, ačkoli zaznamenali tendenci ke zvýšené aktivitě m. soleus při nestabilních podmínkách. Autoři v této práci navíc poukázali na fakt, že při udržování rovnováhy mohou hrát významnější roli svaly trupu.

Tuto teorii potvrzuje i systematický přehled a metaanalýza Batista et al. z roku 2024. Celkových 86 studií zahrnutých ve výzkumu upozorňuje na výraznou heterogenitu výsledků týkajících se zapojování povrchových svalů dolních končetin v závislosti na typu podložky (Batista et al., 2024). Výsledky systematické přehledu ukázaly, že využití nestabilních podložek vede ke zvýšení EMG aktivity u většiny svalů trupu. Nejkonzistentnější efekt byl zaznamenán u m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. erector spinae a m. multifidus, zejména při izometrických variantách cviků (plank, side plank, bridge) prováděných na nestabilních pomůckách, či v závěsných systémech. Naopak u svalů dolních končetin (m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris) nebyly mezi stabilními a nestabilními podmínkami zjištěny signifikantní rozdíly v EMG aktivitě, a to jak při dynamických dřepech se zatížením (30–90 % 1RM), tak při izometrických variantách v různých úhlech kolenního kloubu. V závěru své práce Batista uvádí, že využití nestabilních podložek nevede ke zvýšené aktivaci agonistických svalů dolních končetin, představuje spíše vhodný doplněk pro zvýšení neuromuskulární náročnosti cvičení zaměřených na oblast core (středu těla). Současně autoři poukazují na jejich přínos při zvyšování aktivity stabilizačních svalů, což pozitivně ovlivňuje rozvoj rovnovážných schopností a funkční mobility, zejména u starší populace.

Také Andersen et al. (2014) neprokázali zvýšení aktivity m. vastus medialis ani m. vastus lateralis při použití nestabilní pěnové podložky během dřepu, či bulharského dřepu. Zajímavým zjištěním tohoto výzkumu bylo snížení aktivity m. biceps femoris při bulharském dřepu na nestabilní podložce, což naznačuje, že nestabilita nemusí nutně vést ke generalizovanému zvýšení svalové aktivity, ale může měnit svalovou koordinaci a redistribuci zatížení mezi jednotlivými svalovými skupinami.

Shultz et al. (2015) ve své přehledové studii vyhodnotili, že dopad na nestabilní podložku mění charakter neuromuskulární aktivace v oblasti kolenního kloubu u žen. Ve srovnání s dopadem na stabilní podložku dochází při těchto podmínkách ke zvýšené kontrakci hamstringů o 18%, tedy ke snížení poměru m. quadriceps femoris a hamstringů, což vede k efektivnější dynamické stabilizaci kolenního kloubu (Shultz et al., 2015).

Zajímavý pohled přináší studie Park et al. (2015), kteří zkoumali vliv typu podložky a současně omezení vizuálních podnětů na aktivaci VM a VL během dřepu. Autoři zjistili, že samotná nestabilita podložky nevedla jednoznačně k významnému zvýšení aktivity těchto svalů. Výraznější změny EMG aktivity se objevily až při kombinaci nestabilního povrchu a omezené vizuální kontroly. Tento nález naznačuje, že neuromuskulární odpověď na nestabilitu je z velké části modulována senzorickými vstupy a že samotná mechanická nestabilita nemusí být dostatečným stimulem pro zvýšení aktivity svalů dolních končetin.

Z dostupné literatury tedy vyplývá, že neexistuje jednotný názor na míru svalové aktivace při cvičení na nestabilních površích. Variabilní výsledky poukazují na skutečnost, že efekt nestability je multifaktoriální a závisí nejen na charakteru podložky, ale i na typu pohybového úkolu, úrovni zatížení, zkušenosti probandů a podmínkách senzorické kontroly (Andersen et al., 2014; Bao et al., 2025; Batista et al., 2024; Kaur et al., 2022; Park et al., 2015; Saeterbakken & Fimland, 2013).

Většina citovaných studií pracovala s bilaterálním dřepem, zatímco naše studie využívala jednostranný výpad vpřed, který klade vyšší nároky na mediolaterální stabilitu a kontrolu pohybu ve frontální rovině. Z hlediska funkční biomechaniky se VL významně podílí nejen na extenzi kolene, ale také na laterální stabilizaci pately a kontrole pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině. Při výpadu na nestabilní podložce dochází k vyšším nárokům na kontrolu mediolaterální stability, což může vést k preferenčnímu zapojení tohoto svalu. Vyšší aktivace u dominantní končetiny může souviset s lepší neuromuskulární koordinací, vyšší silovou kapacitou nebo odlišnou strategií řízení pohybu při stabilizačně náročných úkolech (Hyong & Kang, 2013; Maior et al., 2009; Shultz et al., 2015).

Z hlediska praktické aplikace lze tedy nestabilní podložky chápat spíše jako nástroj pro rozvoj stabilizační funkce, koordinace a rovnovážných schopností, než jako prostředek k maximalizaci svalové kontrakce svalů dolních končetin. Tento efekt může být obzvláště přínosný u starší populace, kde zlepšení posturální stability a funkční mobility představuje významný preventivní faktor ve vztahu k riziku pádů. Výsledky tak podporují diferenciovaný přístup k zařazování nestabilních pomůcek v závislosti na cíli intervence – zatímco pro rozvoj maximální síly dolních končetin se jeví vhodnější stabilní podmínky, v oblasti stabilizačního

a funkčního tréninku mohou nestabilní povrchy představovat vhodné doplnění tréninkového programu (Batista et al., 2024).

6.2 Diskuse ke druhé výzkumné otázce

V_2: Jaký je rozdíl v míře svalové aktivace vybraných svalů při provedení výpadu vpřed na stabilní podložce mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou?

V dostupné odborné literatuře nebyly k datu zpracování této práce nalezeny studie, které by explicitně porovnávaly EMG aktivitu mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při provedení výpadu vpřed u zdravých jedinců. Výzkumy zaměřený na tento cvik se soustředí především na celkovou míru svalové aktivace jednotlivých svalových skupin nebo na porovnání různých variant cvičení (Bezerra et al., 2021; Broobush, 2024; Escamilla et al., 2025; Farrokhi et al., 2008; Jönhagen, Ackermann, et al., 2009; Jönhagen, Halvorsen, et al., 2009; Muyor et al., 2020; Riemann et al., 2013; Tan et al., 2024; Zhou & Kim, 2023), nikoli však na vliv laterální dominance jako samostatného faktoru. Tato skutečnost poukazuje na mezeru v současném poznání problematiky asymetrií při funkčních jednostranných pohybových úlohách.

Výsledky předložené práce, ve kterých nebyly zjištěny signifikantní rozdíly v EMG aktivaci svalů mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při výpadu vpřed na stabilní podložce, tak naznačují, že u zdravých jedinců nemusí laterální dominance představovat významný faktor ovlivňující neuromuskulární aktivaci při tomto typu pohybu. Lze předpokládat, že při standardizovaných podmínkách a u osob bez funkčního omezení dochází k relativně symetrickému zapojení sledovaných svalových skupin. Přesto tato problematika představuje potenciální směr pro další výzkum, zejména u specifických populací, například u jiných sportovců s preferovaným zatěžováním jedné DK bez optimální kompenzace, či u osob po úrazech dolních končetin.

6.3 Diskuse ke třetí výzkumné otázce

V_3: Jaký vliv má dominance dolní končetiny na míru aktivace vybraných svalů při provedení výpadu vpřed na nestabilní podložce?

Cílem této části práce bylo posoudit rozdíly ve svalové aktivitě mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při provedení výpadu vpřed na nestabilní podložce. Výsledky ukázaly, že statisticky významný rozdíl byl prokázán pouze u svalu m. vastus lateralis, zatímco u ostatních sledovaných svalů (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis et lateralis, m. vastus medialis, m. biceps femoris a m. gluteus maximus) nebyla statistická významnost rozdílů mezi končetinami potvrzena.

Tento nález naznačuje, že vliv laterality dolních končetin na svalovou aktivitu v podmínkách nestability není uniformní a pravděpodobně závisí na specifické funkci jednotlivých svalů v rámci pohybového vzoru. Zvýšená aktivita m. vastus lateralis u dominantní dolní končetiny může souviset s jeho významnou rolí při stabilizaci kolenního kloubu, zejména ve frontální rovině, kde se podílí na kontrole valgózního postavení kolene. V podmínkách nestability dochází ke zvýšeným nárokům na řízení pozice kolenního kloubu, především s ohledem na prevenci jeho valgozního postavení.

Za těchto okolností může být m. vastus lateralis preferenčně aktivován právě jako součást strategie zajištění dynamické stability. Tento efekt se může výrazněji projevit u dominantní dolní končetiny, která je obvykle více zapojována do dynamických a silových úloh (např. při kopnutí do míče, výstupu na schod, obnově rovnováhy po neočekávaném vychýlení těžiště), a proto může vykazovat efektivnější neuromuskulární řízení a vyšší schopnost adaptace na nestabilní podmínky (Ceroni et al., 2012; Hewit et al., 2012).

Naopak absence významných rozdílů u ostatních svalů může naznačovat, že stabilizace pohybu při výpadu vpřed je zajišťována komplexní souhrou svalového systému bez výrazného vlivu dominance dolní končetiny. Tento předpoklad je v souladu se závěry Saeterbakken et al. (2013), kteří uvádějí, že nestabilní podmínky vedou primárně ke změnám motorické strategie, nikoliv k rozdílům v úrovni svalové aktivace mezi jednotlivými segmenty, či stranami těla.

Podobně Batista et al. (2024) zdůrazňují, že odpověď svalového aparátu na nestabilní prostředí je vysoce variabilní a vždy závisí na konkrétním pohybovém úkolu, úrovni trénovanosti i individuálních neuromuskulárních strategiích. Výsledky této práce tuto variabilitu potvrzují, jelikož rozdíly mezi dominantní a nedominantní končetinou nebyly u většiny sledovaných svalů prokázány.

Z hlediska funkční specializace dolních končetin bývá dominantní končetina spojována s přesnými a silovými pohyby, zatímco nedominantní končetina plní spíše stabilizační roli (Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2016). Tato diferenciace se však v podmínkách nestability nemusí nutně projevit zvýšením aktivity povrchových svalů, ale spíše změnou v koordinaci, načasování a zapojení hlubších stabilizačních struktur. Vzhledem k tomu, že povrchová elektromyografie umožňuje zachytit pouze aktivitu povrchově uložených svalů, zatímco hluboké stabilizační svaly (např. svaly kyčelního kloubu, či hluboký stabilizační systém) zůstávají mimo její dosah (McManus et al., 2020), nelze toto stanovisko na základě získaných dat jednoznačně potvrdit ani vyvrátit.

Dalším možným vysvětlením je skutečnost, že u trénovaných jedinců, jakými byly i účastnice této studie, může docházet k redukci funkčních asymetrií v důsledku dlouhodobé sportovní přípravy.

Z praktického hlediska výsledky naznačují, že využití nestabilních podložek nemusí vést k plošnému zvýšení svalové aktivity, ale spíše k selektivní aktivaci vybraných svalů. Tento poznatek je důležitý při plánování tréninkových a rehabilitačních programů, kde by měla být zohledněna nejen volba cvičení, ale i jeho specifické zatížení a cílený efekt na jednotlivé svalové skupiny.

6.4 Diskuse ke čtvrté výzkumné otázce

V_4: Existuje mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou statisticky významný rozdíl v hodnotách composite score Y-Balance Testu?

Dynamická posturální stabilita představuje klíčový faktor bezpečnosti během pohybových aktivit, zajišťující udržení rovnováhy při dynamickém zatížení. Nedostatečná úroveň této schopnosti významně koreluje s rizikem muskuloskeletálních poranění dolních končetin . Cílem této výzkumné otázky bylo odhalit případné asymetrie mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou pomocí Y-balance testu u extraligových volejbalistek. Vzhledem ke specifikům volejbalu, který je charakteristický vysokou četností výskoků, doskoků a jednostranného zatížení pohybového aparátu při útočných činnostech, by bylo možné očekávat určitou funkční dominanci jedné dolní končetiny. Výsledky YBT neprokázaly statisticky významný rozdíl mezi DKK v hodnotách YBTCS (88,7% vs. 89,4%; Δ = 0,7%; p = 0,5195). U žádné hráčky nebyla v žádném směru zaznamenána klinicky významná asymetrie ≥ 4 %. Absence významných asymetrií však může být vysvětlena dlouhodobou systematickou kondiční přípravou na vrcholové úrovni, která zahrnuje stabilizační a kompenzační cvičení zaměřené na prevenci zranění.

Význam neuromuskulární kontroly a dynamické stability dolních končetin u žen sportovkyň zdůrazňují autoři Hewett et al. (2005), kteří uvádějí, že kvalitní tréninková příprava může redukovat rizikové pohybové stereotypy vedoucí k poranění kolenního kloubu (Hewett et al., 2005). Systematická kompenzačně-stabilizační příprava je běžnou součástí vrcholového volejbalu, což může vysvětlovat absenci významných inter-limb rozdílů v našem souboru. Podobně i Myer et al. (2006) poukazují na to, že cílený neuromuskulární trénink u mladých sportovkyň vede ke zlepšení dynamické stability a symetrickému zatížení dolních končetin. U profesionálních hráček lze navíc předpokládat mnohem vyšší úroveň adaptace díky výše zmiňované dlouhodobé systematické přípravě.

V kontextu dynamických balančních testů autoři Philip A. Plisky et al. (2009) uvádějí, že významná asymetrie bývá častěji spojena s předchozím poraněním, nejen s pouhou dominancí končetiny. Podobné závěry přináší i recentní studie Latifi et al. (2024), která hodnotila vztah mezi výsledky Y-Balance Testu a rizikem poranění u hráčů kolektivních sportů včetně volejbalu. Autoři

uvádějí, že samotná dominance končetiny nemusí nutně vést k významné asymetrii v YBT, avšak kombinace horšího skóre s dalšími funkčními testy může souviset se zvýšeným rizikem poranění. Tento závěr koreluje s výsledky čtvrté vědecké otázky, kdy absence asymetrie nemusí nutně znamenat nulové riziko, ale spíše adekvátní funkční připravenost testovaných volejbalistek.

Souhrnně tedy můžeme konstatovat, že výsledky této práce jsou v souladu s aktuální literaturou. U vrcholových volejbalistek bez aktuálního funkčního omezení se dominance dolní končetiny nemusí při testování dynamické rovnováhy projevit. Zároveň je však nutné brát v úvahu velikost výzkumného souboru (n = 14), která může výrazně snižovat přesnost a ovlivňovat tak statistickou analýzu.

7 LIMITY STUDIE

Předložená studie vykazuje několik limitů, které je nutné zohlednit při interpretaci získaných výsledků. Prvním omezením je relativně malý výzkumný soubor, který zahrnoval pouze 14 probandek. Takto nízký počet účastnic, složený z žen ve věku 18-30 let, může snižovat statistickou sílu provedených analýz a zároveň omezuje možnost generalizace výsledků na širší populaci. Větší výzkumný soubor by mohl přispět k přesnějšímu zachycení variability svalové aktivace mezi jednotlivci.

Potenciálním limitem práce je využití povrchové elektromyografie (sEMG) pro hodnocení svalové aktivity. Přestože se jedná o běžně používanou a neinvazivní metodu, měření může být ovlivněno několika faktory. Mezi ty patří zejména přesnost umístění elektrod, kvalita kontaktu elektrod s kůží, tloušťka podkožní tukové tkáně, či možné překrývání signálu z okolních svalů, tzv. cross-talk. Zmíněné faktory mohou ovlivnit kvalitu zaznamenaného signálu (Konrad, 2005; SENIAM, 1999).

Dalším faktorem, který může ovlivnit výsledky, je individuální variabilita pohybových stereotypů mezi jednotlivými probandy. I přes snahu o standardizaci provedení testovaného pohybu mohou jednotlivci vykazovat odlišné strategie zapojení svalů, které se mohou promítat do rozdílů v naměřené svalové aktivitě.

V neposlední řadě je třeba zmínit, že studie sledovala pouze vybrané svaly dominantní a nedominantní dolní končetiny. Aktivita dalších svalových skupin, které se na stabilizaci a provedení výpadu podílí (například svaly trupu nebo hlubší stabilizační svaly), nebyla v rámci tohoto výzkumu hodnocena.

8 ZÁVĚRY

Cílem diplomové práce bylo analyzovat míru svalové aktivace vybraných svalů dolních končetin při provedení výpadu vpřed na stabilní a nestabilní podložce a posoudit vliv dominance dolní končetiny na neuromuskulární aktivaci a dynamickou stabilitu hodnocenou pomocí Y Balance Testu.

V1: Při porovnání svalové aktivace vybraných svalů dominantní dolní končetiny mezi stabilní a nestabilní podložkou byl statisticky významný rozdíl prokázán u m. gastrocnemius medialis ($p = 0,041$) a m. vastus lateralis ($p = 0,030$), přičemž v obou případech byla zaznamenána vyšší aktivace při provedení výpadu vpřed na nestabilní podložce. U ostatních sledovaných svalů nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl. Nestabilní podložka tedy ovlivnila svalovou aktivaci selektivně, nikoli plošně u všech svalů.

V2: Při provedení výpadu vpřed na stabilní podložce nebyly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou zjištěny statisticky významné rozdíly v EMG hodnotách u žádného ze sledovaných svalů ($p > 0,05$). Přestože byly v průměrných hodnotách patrné drobné odchylky, nebyly statisticky významné. Výsledky tak naznačují funkční symetrii dolních končetin u zdravých jedinců při standardizovaném provedení pohybu.

V3: Při provedení výpadu vpřed na nestabilní podložce byl statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou prokázán pouze u m. vastus lateralis ($p = 0,026$), kdy dominantní končetina vykazovala vyšší míru aktivace. U ostatních sledovaných svalů nebyly rozdíly statisticky významné. Lze tedy konstatovat, že vliv dominance se projevil selektivně pouze u jednoho svalu, nikoli jako obecný trend napříč všemi analyzovanými svalovými skupinami.

V4: Statistické porovnání composite score Y-Balance Testu mezi dominantní (Mdn = 88,3 %) a nedominantní dolní končetinou (Mdn = 89,15 %) pomocí Wilcoxonova párového testu neprokázalo statisticky významný rozdíl ($p = 0,5195$). Medián rozdílu činil 0,85 %, což je klinicky nevýznamná hodnota. Všechny naměřené hodnoty překročily prahovou hranici 85 % považovanou za limit pro zvýšené riziko zranění. Výsledky tedy poukazují na symetrickou dynamickou stabilitu dolních končetin u sledované skupiny probandek.

9 SOUHRN

Diplomová práce se zabývá problematikou svalové aktivace vybraných svalů dolních končetin při provedení výpadu vpřed na stabilní a nestabilní podložce s ohledem na dominanci dolní končetiny. Teoretická část shrnuje poznatky z oblasti funkční anatomie sledovaných svalů, principů posturální stability a neuromuskulární kontroly. Dále se věnuje specifikům volejbalu jako sportu s vysokými nároky na dynamickou stabilitu a jednostranné zatěžování dolních končetin. Pozornost je zaměřena také na biomechaniku výpadu vpřed, studie týkajícíc se tohoto tématu, metodologii povrchové elektromyografie (sEMG) a využití Y-Balance Testu (YBT) jako nástroje hodnocení dynamické rovnováhy.

Výzkumný soubor tvořila skupina 14 profesionálních volejbalistek ve věku 18-30 let z týmu Šternberk a Olomouc s průměrným věkem 22,7 let (SD = 4,2), které se volejbalu věnují průměrně 13,6 let, aktivně se účastní tréninků, zápasů a skrze informovaný souhlas potvrdily svoji dobrovolnou účast v této studii. Ostatní ženy nesplnily podmínky účasti ve výzkumu, proto byly ze studie vyřazeny.

Hlavním cílem praktické části bylo analyzovat rozdíly v míře svalové aktivace mezi stabilní a nestabilní podložkou a posoudit vliv dominance dolní končetiny na aktivitu vybraných svalů při výpadu vpřed. Měření svalové aktivity bylo provedeno metodou povrchové elektromyografie, přičemž signál byl snímán ze 7 vybraných svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny: tibialis anterior, gastrocnemius medialis et lateralis, vastus medialis et lateralis, biceps femoris a gluteus maximus. Získaná data byla následně normalizována a statisticky zpracována pomocí Wilcoxonova párového testu.

Výsledky prokázaly, že nestabilní podložka vedla ke statisticky významnému zvýšení aktivace m. gastrocnemius medialis a m. vastus lateralis dominantní dolní končetiny. U ostatních sledovaných svalů nebyly mezi podmínkami zjištěny významné rozdíly. Při porovnání dominantní a nedominantní dolní končetiny na stabilní podložce nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly v EMG aktivitě u žádného testovaného svalu. Na nestabilní podložce byl významný rozdíl zaznamenán pouze u vastus lateralis m. QF.

Vedlejším cílem bylo objektivně posoudit případné asymetrie mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou pomocí Y-balance testu u extraligových volejbalistek. Statistická analýza neprokázala existenci statisticky významného rozdílu v hodnotách composite score mezi končetinami. Současně nebyla u žádné z testovaných hráček v žádném směru zaznamenána klinicky relevantní asymetrie ≥ 4 %. Lze tedy konstatovat, že sledovaný soubor vrcholových volejbalistek vykazuje vyváženou úroveň dynamické stability dolních končetin. Dominance končetiny se v tomto případě neprojevuje jako faktor ovlivňující výkon v Y-Balance

Testu. Absence statisticky významného rozdílu je možné vysvětlit vysokou úrovní trénovanosti extraligových volejbalistek. Na vrcholové úrovni bývá běžnou součástí přípravy systematický silový, stabilizační a kompenzační trénink, který minimalizuje funkční asymetrie nejen mezi dolními končetinami. Z hlediska sportovní praxe lze vyvodit, že u profesionálních volejbalistek nemusí být samotná dominance dolní končetiny indikátorem funkční nerovnováhy. Screening dynamické stability by však měl zůstat součástí preventivních programů, zejména s ohledem na vysoké nároky volejbalu (opakované asymetrické pohyby, výskoky a doskoky).

Výsledky této práce přispívají k hlubšímu porozumění neuromuskulární kontroly dolních končetin při funkčním pohybu a ukazují, že u kompenzovaných volejbalistek nepředstavuje dominance dolní končetiny významný faktor ovlivňující dynamickou stabilitu ani svalovou aktivaci při výpadu vpřed. Je však nutné zohlednit menší velikost výzkumného souboru (n = 14), která může limitovat generalizaci získaných výsledků. Budoucí výzkum by se mohl zaměřit na analýzu asymetrií svalové aktivity při využití různých typů nestabilních podložek, zahrnout větší počet probandů a případně realizovat longitudinální výzkum zaměřený na vztah mezi dynamickou stabilitou a výskytem poranění dolních končetin.

10 SUMMARY

The thesis deals with the issue of muscle activation of selected lower limb muscles when performing a forward lunge on a stable and unstable surface with regard to lower limb dominance. The theoretical part summarizes findings from the field of functional anatomy of the muscles studied, principles of postural stability, and neuromuscular control. It also focuses on the specifics of volleyball as a sport with high demands on dynamic stability and unilateral loading of the lower limbs. Attention is also focused on the biomechanics of the forward lunge, studies related to this topic, surface electromyography (sEMG) methodology, and the use of the Y-Balance Test (YBT) as a tool for assessing dynamic balance.

The research sample consisted of a group of 14 professional volleyball players aged 18-30 from the Šternberk and Olomouc teams with an average age of 22.7 years (SD = 4.2), who have been playing volleyball for an average of 13.6 years, actively participate in training sessions and matches, and have confirmed their voluntary participation in this study through informed consent. The other women did not meet the conditions for participation in the research and were therefore excluded from the study.

The main objective of the practical part was to analyze the differences in the degree of muscle activation between a stable and unstable surface and to assess the influence of lower limb dominance on the activity of selected muscles during a forward lunge.

Muscle activity was measured using surface electromyography, with signals recorded from seven selected muscles of the dominant and non-dominant lower limbs: tibialis anterior, gastrocnemius medialis et lateralis, vastus medialis et lateralis, biceps femoris, and gluteus maximus. The data obtained were then normalized and statistically processed using the Wilcoxon paired test.

The results showed that the unstable surface led to a statistically significant increase in the activation of the gastrocnemius medialis and vastus lateralis muscles of the dominant lower limb. No significant differences were found between the conditions for the other muscles monitored. When comparing the dominant and non-dominant lower limbs on a stable surface, no statistically significant differences in EMG activity were found in any of the muscles tested. On an unstable surface, a significant difference was only recorded in the vastus lateralis m. QF. A secondary objective was to objectively assess possible asymmetries between the dominant and non-dominant lower limbs using the Y-balance test in extraliga volleyball players.

Statistical analysis did not show any statistically significant difference in composite scores between the limbs. At the same time, no clinically relevant asymmetry ≥ 4% was recorded in any direction in any of the tested players. It can therefore be concluded that the monitored group

of top volleyball players shows a balanced level of dynamic stability of the lower limbs. In this case, limb dominance does not appear to be a factor influencing performance in the Y-Balance Test. The absence of a statistically significant difference can be explained by the high level of training of the extraliga volleyball players. At the top level, systematic strength, stabilization, and compensation training is a common part of preparation, which minimizes functional asymmetries not only between the lower limbs. From a sports practice perspective, it can be concluded that lower limb dominance alone may not be an indicator of functional imbalance in professional volleyball players. However, dynamic stability screening should remain part of preventive programs, especially given the high demands of volleyball (repeated asymmetrical movements, jumps, and landings).

The results of this study contribute to a bitter understanding of neuromuscular control of the lower limbs during functional movement and show that in compensated volleyball players, lower limb dominance is not a significant factor influencing dynamic stability or muscle activation during forward lunges. However, it should be noted that the small size of the research sample (n=14) may limit the generalizability of the results. Future research could focus on analyzing asymmetries in muscle activity when using different types of unstable surfaces, include a larger number of subjects, and possibly conduct longitudinal research focused on the relationship between dynamic stability and the occurrence of lower limb injuries.

11 REFERENČNÍ SEZNAM

Abad, C. C. C., Lopes, M. W. R., Lara, J. P. R., Oliveira, A. J. S., da Silva, R. P. C., Facin, E. A., Izar, A. J., & Teixeira, F. G. (2022). Long-term changes in vertical jump, H:Q ratio and interlimb asymmetries in young female volleyball athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *19*(24), 16420. https://doi.org/10.3390/ijerph192416420

Ager, A. L., Borms, D., Deschepper, L., Dhooghe, R., Dijkhuis, J., Roy, J.-S., & Cools, A. (2020). Proprioception: How is it affected by shoulder pain? A systematic review. *Journal of Hand Therapy*, *33*(4), 507–516. https://doi.org/10.1016/j.jht.2019.06.002

Al Attar, W. S. A., & Alshehri, M. A. (2019). A Meta-Analysis of Meta-Analyses of the Effectiveness of FIFA Injury Prevention Programs in Soccer. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *29*(12), 1846–1855. https://doi.org/10.1111/sms.13535

Al Attar, W. S. A., Khaledi, E. H., Bakhsh, J. M., Faude, O., Ghulam, H., & Sanders, R. H. (2022). Injury prevention programs that include balance training exercises reduce ankle injury rates among soccer players: A systematic review. *Journal of Physiotherapy*, *68*(3), 165–173. https://doi.org/10.1016/j.jphys.2022.05.019

Alnahdi, A. H., Alderaa, A. A., Aldali, A. Z., & Alsobayel, H. (2015). Reference values for the Y balance test and the lower extremity functional scale in young healthy adults. *Journal of Physical Therapy Science*, *27*(12), 3917–3921. https://doi.org/10.1589/jpts.27.3917

Andersen, V., Fimland, M. S., Brennset, O., Haslestad, L. R., Lundteigen, M. S., Skalleberg, K., & Saeterbakken, A. H. (2014). Muscle activation and strength in squat and Bulgarian squat on stable and unstable surface. *International Journal of Sports Medicine*, *35*(14), 1196–1202. https://doi.org/10.1055/s-0034-1382016

Aniceto, R. R., Pirauá, A. L. T., da Silva Leandro, L., da Silva, H. C. F., Silva, D. M., de Araújo, L. C., Costa, P. B., & dos Santos, H. H. (2021). Lunges activate the gluteus maximus muscles more than back squats when both exercises are standardized. *Isokinetics and Exercise Science*, *29*(4), 353–359. https://doi.org/10.3233/IES-210125

Attenborough, A. S., Sinclair, P. J., Sharp, T., Greene, A., Stuelcken, M., Smith, R. M., & Hiller, C. E. (2017). The identification of risk factors for ankle sprains sustained during netball participation. *Physical Therapy in Sport*, *23*, 31–36. https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.06.009

Bahr, R., Karlsen, R., Lian, Ø., & Øvrebø, R. V. (1994). Incidence and mechanisms of acute ankle inversion injuries in volleyball: A retrospective cohort study. *The American Journal of Sports Medicine*, *22*(5), 595–600. https://doi.org/10.1177/036354659402200505

Bahr, R., Lian, O., & Bahr, I. A. (1997). A twofold reduction in the incidence of acute ankle sprains in volleyball after the introduction of an injury prevention program: A prospective cohort study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *7*(3), 172–177. https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1997.tb00135.x

Bao, Z., Wang, S., & Li, Z. (2025). Effects of unstable training on muscle activation: A systematic review and meta-analysis of electromyographic studies. *PeerJ*, *13*, e19751. https://doi.org/10.7717/peerj.19751

Bartlett, J. L., Sumner, B., Ellis, R. G., & Kram, R. (2014). Activity and functions of the human gluteal muscles in walking, running, sprinting, and climbing. *American Journal of Physical Anthropology*, *153*(1), 124–131. https://doi.org/10.1002/ajpa.22419

Batista, G. de A., Beltrán, S. P., dos Passos, M. H. P., Calixtre, L. B., Santos, L. R. de H., & de Araújo, R. C. (2024). Comparison of the electromyography activity during exercises with stable and unstable surfaces: A systematic review and meta-analysis. *Sports*, *12*(4), 111. https://doi.org/10.3390/sports12040111

Bellows, R., & Wong, C. K. (2018). The effect of bracing and balance training on ankle sprain incidence among athletes: A systematic review with meta-analysis. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *13*(3), 379–388. https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6044595/

Bere, T., Kruczynski, J., Veintimilla, N., Hamu, Y., & Bahr, R. (2015). Injury risk is low among world-class volleyball players: 4-year data from the FIVB injury surveillance system. *British Journal of Sports Medicine*, *49*(17), 1132–1137. https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094959

Bezerra, E. D. S., Diefenthaeler, F., Nunes, J. P., Sakugawa, R. L., Heberle, I., Moura, B. M., Moro, A. R. P., Marcolin, G., & Paoli, A. (2021). Influence of trunk position during three lunge exercises on muscular activation in trained women. *International Journal of Exercise Science*, *14*(1), 202–210. https://doi.org/10.70252/IGJM9937

Bordoni, B., & Varacallo, M. A. (2025). Anatomy, bony pelvis and lower limb: Thigh quadriceps muscle. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK513334/

Bosco, C., Tarkka, I., & Komi, P. V. (1982). Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *International Journal of Sports Medicine*, *03*(3), 137–140. https://doi.org/10.1055/s-2008-1026076

Brachman, A., Kamieniarz, A., Michalska, J., Pawłowski, M., Słomka, K. J., & Juras, G. (2017). Balance training programs in athletes – a systematic review. *Journal of Human Kinetics*, *58*, 45–64. https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0088

Briner, W. W., & Kacmar, L. (1997). Common injuries in volleyball. *Sports Medicine*, *24*(1), 65–71. https://doi.org/10.2165/00007256-199724010-00006

Broobush, B. (2024). *Forward trunk lean during lunge exercise increases posterior chain activity*. Brookbush Institute. https://brookbushinstitute.com/articles/forward-trunk-lean-during-lunge-exercise-increases-posterior-chain-activity

Butler, R. J., Lehr, M. E., Fink, M. L., Kiesel, K. B., & Plisky, P. J. (2013). Dynamic balance performance and noncontact lower extremity injury in college football players: An initial study. *Sports Health*, *5*(5), 417–422. https://doi.org/10.1177/1941738113498703

Cavalcanti Garcia, M. A., & Vieira, T. M. M. (2010). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, *4*(1), 17–28. http://www.elsevier.es/es-revista-revista-andaluza-medicina-del-deporte-284-articulo-surface-electromyography-why-when-how-X1888754611201253?referer=coleccion&utm_source=chatgpt.com

Ceroni, D., Martin, X. E., Delhumeau, C., & Farpour-Lambert, N. J. (2012). Bilateral and gender differences during single-legged vertical jump performance in healthy teenagers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *26*(2), 452. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31822600c9

Čihák, R. (2011). *Anatomie 1* (Třetí upravené a doplněné vydání). Grada.

De Luca, C. J., Kuznetsov, M., Gilmore, L. D., & Roy, S. H. (2012). Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: Reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions. *Journal of Biomechanics*, *45*(3), 555–561. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.010

de Azevedo Sodré Silva, A., Sassi, L. B., Martins, T. B., de Menezes, F. S., Migliorini, F., Maffulli, N., & Okubo, R. (2023). Epidemiology of injuries in young volleyball athletes: A systematic review. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, *18*, 748. https://doi.org/10.1186/s13018-023-04224-3

de Vasconcelos, G. S., Cini, A., Sbruzzi, G., & Lima, C. S. (2018). Effects of proprioceptive training on the incidence of ankle sprain in athletes: Systematic review and meta-analysis. *Clinical Rehabilitation*, *32*(12), 1581–1590. https://doi.org/10.1177/0269215518788683

Di Corrado, D., Francavilla, V. C., La Paglia, R., Parisi, M. C., Buscemi, A., & Coco, M. (2023). Short-term effects of specific sensorimotor training on postural assessment in healthy individuals: A pilot study with a randomized placebo-controlled trial. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, *8*(2), 46. https://doi.org/10.3390/jfmk8020046

Di Giulio, I., Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V., & Loram, I. D. (2009). The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. *The Journal of Physiology*, *587*(Pt 10), 2399–2416. https://doi.org/10.1113/jphysiol.2009.168690

Dupalová, D., & Zaatar, A. (2015). Problematika použití povrchové elektromyografie – poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, (22(1)), 26–30. https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitation-physical-medicine/2015-1/problematika-pouziti-povrchove-elektromyografie-poznamky-k-vybranym-aspektum-aplikace-v-lecebne-rehabilitaci-51521

Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie* (1. vydání). Grada.

Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Carp, K. C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *37*(12), 754–762. https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2471

Emery, C. A., Roy, T.-O., Whittaker, J. L., Nettel-Aguirre, A., & Van Mechelen, W. (2015). Neuromuscular training injury prevention strategies in youth sport: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, *49*(13), 865–870. https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094639

Emery, C., Jd, C., Tp, K., Rj, R., & Bh, R. (2005). Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: A cluster randomized controlled trial. *CMAJ : Canadian Medical Association Journal = Journal de l'Association Medicale Canadienne*, *172*(6). https://doi.org/10.1503/cmaj.1040805

Escamilla, R. F., Thompson, I. S., Asuncion, R., Bravo, J., Chang, T., Fournier, T., Garcia, H., Hockenbery, E., Nagasawa, K., Ozor, J., Snoeberger, H., Wilk, K. E., & Bizzini, M. (2025). Effects of step length and stride variation during forward lunges on lower-extremity muscle activity. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, *10*(1), 42. https://doi.org/10.3390/jfmk10010042

Farrokhi, S., Pollard, C. D., Souza, R. B., Chen, Y.-J., Reischl, S., & Powers, C. M. (2008). Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *38*(7), 403–409. https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2634

Fédération Internationale de Volleyball. (2024). *History*. FIVB. FIVB. https://www.fivb.com/volleyball/the-game/history/

Ferretti, A., Ippolito, E., Mariani, P., & Puddu, G. (1983). Jumper's knee. *The American Journal of Sports Medicine*, *11*(2), 58–62. https://doi.org/10.1177/036354658301100202

Ferretti, A., Papandrea, P., Conteduca, F., & Mariani, P. P. (1992). Knee ligament injuries in volleyball players. *The American Journal of Sports Medicine*, *20*(2), 203–207. https://doi.org/10.1177/036354659202000219

Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *35*(10), 1745–1750. https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9

Fort-Vanmeerhaeghe, A., Gual, G., Romero-Rodriguez, D., & Unnitha, V. (2016). Lower limb neuromuscular asymmetry in volleyball and basketball players. *Journal of Human Kinetics*, *50*, 135–143. https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0150

Frankowski, G., Zyznawska, J., & Boczoń, K. (2025). EMG and postural stability: Parallel vs. semi-tandem foot position 4-Stage Balance Test. *Folia Medica Cracoviensia*, *65*(2), 142–152. https://doi.org/10.24425/fmc.2025.156131

Gant, H., Ghimire, N., Min, K., Musa, I., Ashraf, M., & Lawan, A. (2024). Impact of the quadriceps angle on health and injury risk in female athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *21*(12), 1547. https://doi.org/10.3390/ijerph21121547

Gao, L., Ye, J., Bálint, K., Radak, Z., Mao, Z., & Gu, Y. (2023). Biomechanical effects of exercise fatigue on the lower limbs of men during the forward lunge. *Frontiers in Physiology*, *14*. https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1182833

Gebel, A., Lesinski, M., Behm, D. G., & Granacher, U. (2018). Effects and dose–response relationship of balance training on balance performance in youth: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, *48*(9), 2067–2089. https://doi.org/10.1007/s40279-018-0926-0

Gioftsidou, A. F., Malliou, P., Pafis, G., Beneka, A., Tsapralis, K., Sofokleous, P., Kouli, O., Rokka, S., & Godolias, G. (2012). Balance training programs for soccer injuries prevention. *Journal of Human Sport and Exercise*, *7*(3), 639–647. https://doi.org/10.4100/jhse.2012.73.04

Gonell, A. C., Romero, J. A. P., & Soler, L. M. (2015). Relationship between the Y balance test scores and soft tissue injury incidence in a soccer team. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *10*(7), 955–966.

Gribble, P. A., Hertel, J., & Plisky, P. (2012a). Using the star excursion balance test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: A literature and systematic review. *Journal of Athletic Training*, *47*(3), 339–357. https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.3.08

Gribble, P. A., Hertel, J., & Plisky, P. (2012b). Using the star excursion balance test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: A literature and systematic review. *Journal of Athletic Training*, *47*(3), 339–357. https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.3.08

Gündoğan, B., Aydın, E. M., & Sağlam, A. F. (2023). Muscle activation during squat on different surfaces. *Pamukkale Journal of Sport Sciences*, *14*(3), 398–407. https://doi.org/10.54141/psbd.1361176

Guo, C., & Xu, M. (2025). The effect of 8-week combined balance and plyometric training on change of direction performance of young badminton players. *Scientific Reports*, *15*(1), 21181. https://doi.org/10.1038/s41598-025-08101-3

Hadzic, V., Dervisevic, E., & Veselko, M. (2011). Concentric and eccentric strength profile of quadriceps and hamstrings in healthy volleyball players. *British Journal of Sports Medicine*, *45*(6), 538–538. https://doi.org/10.1136/bjsm.2011.084558.14

Hartley, E. M., Hoch, M. C., & Boling, M. C. (2018). Y-balance test performance and BMI are associated with ankle sprain injury in collegiate male athletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *21*(7), 676–680. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.10.014

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *10*(5), 361–374. https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4

Hewett, T. E., Zazulak, B. T., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2005). A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. *British Journal of Sports Medicine*, *39*(6), 347–350. https://doi.org/10.1136/bjsm.2005.018572

Hewit, J., Cronin, J., & Hume, P. (2012). Multidirectional leg asymmetry assessment in sport. *Research outputs 2012*. https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e31823e83db

Hirayama, K., Iwanuma, S., Ikeda, N., Yoshikawa, A., Ema, R., & Kawakami, Y. (2017). Plyometric training favors optimizing muscle–tendon behavior during depth jumping. *Frontiers in Physiology*, *8*, 16. https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00016

History. (b.r.). Získáno 30. říjen 2025, z https://www.fivb.com/volleyball/the-game/history/

Hrysomallis, C. (2007). Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *37*(6). https://doi.org/10.2165/00007256-200737060-00007

Hyong, I. H., & Kang, J. H. (2013). Activities of the vastus lateralis and vastus medialis oblique muscles during squats on different surfaces. *Journal of Physical Therapy Science*, *25*(8), 915–917. https://doi.org/10.1589/jpts.25.915

Chang, W.-D., Huang, W.-S., & Lai, P.-T. (2015). Muscle activation of vastus medialis oblique and vastus lateralis in sling-based exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: A cross-over study. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine: eCAM*, *2015*, 740315. https://doi.org/10.1155/2015/740315

Choi, Y., & Lee, S. (2017). Changes in lower limb muscle activity based on angle of ankle abduction during lunge exercise. *Journal of Physical Therapy Science*, *29*(11), 1947–1949. https://doi.org/10.1589/jpts.29.1947

Irish, S. E., Millward, A. J., Wride, J., Haas, B. M., & Shum, G. L. (2010). The effect of closed-kinetic chain exercises and open-kinetic chain exercise on the muscle activity of vastus medialis oblique and vastus lateralis. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *24*(5), 1256. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181cf749f

Janda, J., & Vávrová, M. (1992). Senzomotorická stimulace, základy proprioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*, s. 14-34.

Jiang, W., Chen, C., & Xu, Y. (2024). Muscle structure predictors of vertical jump performance in elite male volleyball players: A cross-sectional study based on ultrasonography. *Frontiers in Physiology*, *15*. https://doi.org/10.3389/fphys.2024.1427748

Jo, D., & Kim, H. (2024). The influence of fatigue, recovery, and environmental factors on the body stability of construction workers. *Sensors*, *24*(11), 3469. https://doi.org/10.3390/s24113469

Jönhagen, S., Ackermann, P., & Saartok, T. (2009). Forward lunge: A training study of eccentric exercises of the lower limbs. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *23*(3), 972–978. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181a00d98

Jönhagen, S., Halvorsen, K., & Benoit, D. L. (2009). Muscle activation and length changes during two lunge exercises: Implications for rehabilitation. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *19*(4), 561–568. https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00692.x

Juneja, P., & Hubbard, J. B. (2025). Anatomy, bony pelvis and lower limb: Tibialis anterior muscles. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK513304/

Kallenberg, L. a. C., & Hermens, H. J. (2008). Behaviour of a surface EMG based measure for motor control: Motor unit action potential rate in relation to force and muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *18*(5), 780–788. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.02.011

Kang, J.-I., Park, J.-S., Choi, H., Jeong, D.-K., Kwon, H.-M., & Moon, Y.-J. (2017). A study on muscle activity and ratio of the knee extensor depending on the types of squat exercise. *Journal of Physical Therapy Science*, *29*(1), 43–47. https://doi.org/10.1589/jpts.29.43

Kapandji, I. A. (1987). *Physiology of the Joints—Volume 2, Lower Limb* (5th edition). Churchill Livingstone.

Karagiannakis, D. N., Iatridou, K. I., & Mandalidis, D. G. (2020). Ankle muscles activation and postural stability with Star Excursion Balance Test in healthy individuals. *Human Movement Science*, *69*, 102563. https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.102563

Kaur, N., Bhanot, K., & Ferreira, G. (2022). Lower extremity and trunk electromyographic muscle activity during performance of the Y-balance test on stable and unstable surfaces. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *17*(3), 483–492. https://doi.org/10.26603/001c.32593

Kemp, A., Player, M. P. B., Nutrition, M. S., Kemp, I. C. P. T. H. I. A., Player, A. P. B., Consultant, F., College, author with over a decade of international experience I. hold a degree in S. C. from M., Poland, a master's in N. E. from A. U. M. career has spanned countries

like, Hungary, Greece, fitness, where I. gained unique insights into, nutrition, practical, sports performance I. share, Fitness, E.-B. A. on, nutrition, Facebook, holistic well-being C. with me on, Instagram, Twitter, LinkedIn, … details, P. P. for more. (2025, březen 2). *Forward lunges: Benefits, muscles worked & how to do them*. https://www.adamkempfitness.com/forward-lunges/

Kilic, O., Maas, M., Verhagen, E., Zwerver, J., & Gouttebarge, V. (2017). Incidence, aetiology and prevention of musculoskeletal injuries in volleyball: A systematic review of the literature. *European Journal of Sport Science*, *17*(6), 765–793. https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1306114

Konrad, P. (2005). The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography*, *1*.

Krause, D. A., Elliott, J. J., Fraboni, D. F., McWilliams, T. J., Rebhan, R. L., & Hollman, J. H. (2018). Electromyography of the hip and thigh muscles during two variations of the lunge exercise: A cross-sectional study. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *13*(2), 137–142. https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6063068/

Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci.* Univerzita Palackého v Olomouci.

Lankhorst, N. E., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & van Middelkoop, M. (2012). Risk factors for patellofemoral pain syndrome: A systematic review. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *42*(2), 81–94. https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3803

Latifi, S., Kafshgar, Z., & Yousefi, A. (2024). Evaluation of hop tests based on Y-Balance test and FMS test outcomes in volleyball and basketball players to identify those prone to injury: A potential predictor of injury. *BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation*, *16*(1), 187. https://doi.org/10.1186/s13102-024-00976-5

Lehr, M. E., Plisky, P. J., Butler, R. J., Fink, M. L., Kiesel, K. B., & Underwood, F. B. (2013). Field-expedient screening and injury risk algorithm categories as predictors of noncontact

lower extremity injury. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *23*(4), e225–e232. https://doi.org/10.1111/sms.12062

Lephart, S. M., Pincivero, D. M., & Rozzi, S. L. (1998). Proprioception of the ankle and knee. *Sports Medicine*, *25*(3), 149–155. https://doi.org/10.2165/00007256-199825030-00002

Li, Y., Cao, C., & Chen, X. (2013). Similar electromyographic activities of lower limbs between squatting on a reebok core board and ground. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *27*(5), 1349–1353. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318267a5fe

Loffing, F., Sölter, F., & Hagemann, N. (2014). Left preference for sport tasks does not necessarily indicate left-handedness: Sport-specific lateral preferences, relationship with handedness and implications for laterality research in behavioural sciences. *PloS One*, *9*(8), e105800. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0105800

Maior, A. S., Simão, R., de Salles, B. F., Miranda, H., & Costa, B. (2009). *Neuromuscular activity during the squat exercise on an unstable platform*. *3*(2).

Mancino, F., Kayani, B., Gabr, A., Fontalis, A., Plastow, R., & Haddad, F. S. (2024). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Risk factors and strategies for prevention. *Bone & Joint Open*, *5*(2), 94–100. https://doi.org/10.1302/2633-1462.52.BJO-2023-0166

Marchetti, P. H., Guiselini, M. A., da Silva, J. J., Tucker, R., Behm, D. G., & Brown, L. E. (2018). Balance and lower limb muscle activation between in-line and traditional lunge exercises. *Journal of Human Kinetics*, *62*, 15–22. https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0174

Marques, T., Bernardo, P., & Serrano, M. (2025). The link between anxiety and depression, and balance in young adults. *Audiology Research*, *15*(3), 57. https://doi.org/10.3390/audiolres15030057

Martínez-Amat, A., Hita-Contreras, F., Lomas-Vega, R., Caballero-Martínez, I., Alvarez, P. J., & Martínez-López, E. (2013). Effects of 12-week proprioception training program on

postural stability, gait, and balance in older adults: A controlled clinical trial. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *27*(8), 2180. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31827da35f

McBride, J. M., Larkin, T. R., Dayne, A. M., Haines, T. L., & Kirby, T. J. (2010). Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *5*(2), 177–183. https://doi.org/10.1123/ijspp.5.2.177

McGuine, T. A., Post, E. G., Biese, K. M., Kliethermes, S., Bell, D. R., Watson, A. M., Brooks, A., & Lang, P. J. (2023). Incidence and risk factors for injuries in girls' high school volleyball: A study of 2072 players. *Journal of Athletic Training*, *58*(2), 177–184. https://doi.org/10.4085/182-20

McManus, L., De Vito, G., & Lowery, M. M. (2020). Analysis and biophysics of surface EMG for physiotherapists and kinesiologists: Toward a common language with rehabilitation engineers. *Frontiers in Neurology*, *11*, 576729. https://doi.org/10.3389/fneur.2020.576729

Měkota, K., & Novosad, J. (2005). *Motorické schopnosti* (1. vydání). Olomouc: Univerzita Palackého.

Mohammadi, H., Ghaffari, R., Kazemi, A., Bennett, H., & Hosseinzadeh, M. (2024). Evaluation of the value of the Y-balance test to predict lower limb injuries in professional male footballers. *Journal of Sport Rehabilitation*, *33*(1), 33–39. https://doi.org/10.1123/jsr.2023-0139

Muyor, J. M., Martín-Fuentes, I., Rodríguez-Ridao, D., & Antequera-Vique, J. A. (2020). Electromyographic activity in the gluteus medius, gluteus maximus, biceps femoris, vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris during the monopodal squat, forward lunge and lateral step-up exercises. *PLOS ONE*, *15*(4), e0230841. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230841

Myer, G. D., Ford, K. R., McLean, S. G., & Hewett, T. E. (2006). The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. *The American Journal of Sports Medicine*, *34*(3), 445–455. https://doi.org/10.1177/0363546505281241

Neto, W. K., Soares, E. G., Vieira, T. L., Aguiar, R., Chola, T. A., Sampaio, V. de L., & Gama, E. F. (2020). Gluteus maximus activation during common strength and hypertrophy exercises: A systematic review. *Journal of Sports Science & Medicine*, *19*(1), 195–203. https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7039033/

Park, J.-K., Lee, D.-Y., Kim, J.-S., Hong, J.-H., You, J.-H., & Park, I.-M. (2015). Effects of visibility and types of the ground surface on the muscle activities of the vastus medialis oblique and vastus lateralis. *Journal of Physical Therapy Science*, *27*(8), 2435–2437. https://doi.org/10.1589/jpts.27.2435

Picot, Terrier, & Forestier. (2021). The star excursion balance test: An update review and practical guidelines. *Human Kinetics, International Journal of Athletic Therapy and Training*, (26), 285–293. https://doi.org/10.1123/ijatt.2020-0106

Pirauá, A. L. T., Cavalcante, B. R., de Oliveira, V. M. A., Beltrão, N. B., de Amorim Batista, G., Pitangui, A. C. R., Behm, D., & de Araújo, R. C. (2019). Effect of 24-week strength training on unstable surfaces on mobility, balance, and concern about falling in older adults. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *29*(11), 1805–1812. https://doi.org/10.1111/sms.13510

Plisky, Gorman, P. P., Butler, R. J., Kiesel, K. B., Underwood, F. B., & Elkins, B. (2009). The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. *North American Journal of Sports Physical Therapy : NAJSPT*, *4*(2), 92–99. https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC2953327/

Plisky, Rauh, M. J., Kaminski, T. W., & Underwood, F. B. (2006). Star excursion balance test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *The Journal of*

Orthopaedic and Sports Physical Therapy, *36*(12), 911–919. https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2244

Plisky, Schwartkopf-Phifer, K., Huebner, B., Garner, M. B., & Bullock, G. (2021). Systematic review and meta-analysis of the Y-balance test lower quarter: Reliability, discriminant validity, and predictive validity. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *16*(5), 1190–1209. https://doi.org/10.26603/001c.27634

Poudel, B., & Pandey, S. (2025). Hamstring Injury. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK558936/

Pourheidary, S., Sheikhhoseini, R., & Babakhani, F. (2018). *A comparison of the hamstring to quadriceps activation ratio in the toe-in or neutral toe position after triple jump spikes in female volleyball players* (Research Article No. 8; Číslo 2, s. e88016). Brieflands. https://brieflands.com/journals/jcrps/articles/88016#abstract

Psotta, R. (2006). *Fotbal—Kondiční trénink: Moderní koncepce tréninku*.

Reeser, J. C., Verhagen, E., Briner, W. W., Askeland, T. I., & Bahr, R. (2006). Strategies for the prevention of volleyball related injuries. *British Journal of Sports Medicine*, *40*(7), 594–600. https://doi.org/10.1136/bjsm.2005.018234

Reitmayer, H.-E. (2017). A review on volleyball injuries. *Timisoara Physical Education and Rehabilitation Journal*, *10*(19), 189–194. https://doi.org/10.1515/tperj-2017-0040

Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, *37*(1), 71–79. https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC164311/

Riemann, Congleton, A., Ward, R., & Davies, G. J. (2013). Biomechanical comparison of forward and lateral lunges at varying step lengths. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *53*(2), 130–138.

Ruffe, N. J., Sorce, S. R., Rosenthal, M. D., & Rauh, M. J. (2019). Lower quarter- and upper quarter y balance tests as predictors of running-related injuries in high school cross-country runners. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *14*(5), 695–706.

Saeterbakken, A. H., & Fimland, M. S. (2013). Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *27*(1), 130–136. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182541d43

Sağlam, A. F., Aydın, E. M., Koç, H., Muntean, R. I., Joksimovic, M., & Stefanica, V. (2025). Neuromuscular activation and symmetry in isometric squats: Comparing stable and unstable surfaces. *Symmetry*, *17*(8). https://doi.org/10.3390/sym17081317

Scott, D. (2002). *Important factors in surface EMG measurement*. Full Bandwidth EMG Equipment: bortec biomedical ltd. https://www.researchgate.net/publication/308365391_Important_factors_in_surface_EMG_measurement

SENIAM. (1999). *SENIAM - Project Management Group*. http://seniam.org/

Shaffer, S. W., Teyhen, D. S., Lorenson, C. L., Warren, R. L., Koreerat, C. M., Straseske, C. A., & Childs, J. D. (2013). Y-balance test: A reliability study involving multiple raters. *Military Medicine*, *178*(11), 1264–1270. https://doi.org/10.7205/MILMED-D-13-00222

Shultz, R., Silder, A., Malone, M., Braun, H. J., & Dragoo, J. L. (2015). Unstable surface improves quadriceps:hamstring co-contraction for anterior cruciate ligament injury prevention strategies. *Sports Health*, *7*(2), 166–171. https://doi.org/10.1177/1941738114565088

Schiftan, G. S., Ross, L. A., & Hahne, A. J. (2015). The effectiveness of proprioceptive training in preventing ankle sprains in sporting populations: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *18*(3), 238–244. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.04.005

Sim, T., Yoo, H., Lee, D., Suh, S.-W., Yang, J. H., Kim, H., & Mun, J. H. (2018). Analysis of sensory system aspects of postural stability during quiet standing in adolescent idiopathic

scoliosis patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *15*, 54. https://doi.org/10.1186/s12984-018-0395-6

Smith, C. A., Chimera, N. J., & Warren, M. (2015). Association of Y balance test reach asymmetry and injury in division I athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *47*(1), 136–141. https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000380

Stastny, P., Tufano, J. J., Lehnert, M., Golas, A., Zaatar, A., Xaverova, Z., & Maszczyk, A. (2015). Hip abductors and thigh muscles strength ratios and their relation to electromyography amplitude during split squat and walking lunge exercises. *Acta Gymnica*, *45*(2), 51–59. https://doi.org/10.5507/ag.2015.011

Su, W., Wang, J., Ying, Y., Lu, B., Liu, H., Zhou, Z., Liu, C., & Yun, H. (2025). Injury risk reduction programs including balance training reduce the incidence of anterior cruciate ligament injuries in soccer players: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, *20*, 248. https://doi.org/10.1186/s13018-025-05639-w

Suzuki, H., Conwit, R. A., Stashuk, D., Santarsiero, L., & Metter, E. J. (2002). Relationships between surface-detected EMG signals and motor unit activation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *34*(9), 1509–1517. https://doi.org/10.1097/00005768-200209000-00018

Tamura, A., K, A., T, O., J, S., Y, T., & K, Y. (2017). Dynamic knee valgus alignment influences impact attenuation in the lower extremity during the deceleration phase of a single-leg landing. *PloS One*, *12*(6). https://doi.org/10.1371/journal.pone.0179810

Tan, F., Harput, G., Ulusoy, B., & Guney-Deniz, H. (2024). The influence of unstable surfaces on ankle muscle activation during functional exercises. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *40*, 602–609. https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2024.05.006

Tang, S. F., Chen, C. K., Hsu, R., Chou, S. W., Hong, W. H., & Lew, H. L. (2001). Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: An electromyographic study. *Archives*

of Physical Medicine and Rehabilitation, *82*(10), 1441–1445. https://doi.org/10.1053/apmr.2001.26252

Tankisi, H., Burke, D., Cui, L., de Carvalho, M., Kuwabara, S., Nandedkar, S. D., Rutkove, S., Stålberg, E., van Putten, M. J. A. M., & Fuglsang-Frederiksen, A. (2020). Standards of instrumentation of EMG. *Clinical Neurophysiology*, *131*(1), 243–258. https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.07.025

Themes, U. F. O. (2021, září 18). Reestablishing neuromuscular control. *Musculoskeletal Key*. https://musculoskeletalkey.com/reestablishing-neuromuscular-control/

Tillman, M. D., Hass, C. J., Brunt, D., & Bennett, G. R. (2004). Jumping and landing techniques in elite women's volleyball. *Journal of Sports Science & Medicine*, *3*(1), 30–36. https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3896111/

Travell, J. G., & Simons, D. G. (2018). *Myofascial Pain and Dysfunction*. Lippincott Williams and Wilkins.

Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita. Část 1. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, (9), 115–121. https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1

Veeck, F., de Vargas, J. S., Godinho, R. A. T., Wilhelm, E. N., Pinto, M. D., & Pinto, R. S. (2024). Hamstring-to-quadriceps activation ratio during lower-limb strengthening exercises. *Research in Sports Medicine (Print)*, *32*(5), 843–856. https://doi.org/10.1080/15438627.2023.2286355

Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2. vydání). TRITON.

Verhagen, E., Van der Beek, A. J., Bouter, L., Bahr, R., & Mechelen, W. (2004). A one season prospective cohort study of volleyball injuries. *British Journal of Sports Medicine*, *38*(4), 477–481. https://doi.org/10.1136/bjsm.2003.005785

Verhagen, E., van der Beek, A., Twisk, J., Bouter, L., Bahr, R., & van Mechelen, W. (2004). The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle

sprains: A prospective controlled trial. *The American Journal of Sports Medicine*, *32*(6), 1385–1393. https://doi.org/10.1177/0363546503262177

Walsh, M., Boling, M. C., McGrath, M., Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2012). Lower extremity muscle activation and knee flexion during a jump-landing task. *Journal of Athletic Training*, *47*(4), 406–413. https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.4.17

Wang, P., Liu, Y., & Chen, C. (2024). Effects of neuromuscular training on dynamic balance ability in athletes: A systematic review and meta-analysis. *Heliyon*, *10*(16), e35823. https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e35823

Wang, P., Qin, Z., & Zhang, M. (2025). Association between pre-season lower limb interlimb asymmetry and non-contact lower limb injuries in elite male volleyball players. *Scientific Reports*, *15*, 14481. https://doi.org/10.1038/s41598-025-98158-x

Warren, M., Lininger, M. R., Smith, C. A., Copp, A. J., & Chimera, N. J. (2020). Association of functional screening tests and noncontact injuries in division I women student-athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *34*(8), 2302–2311. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003004

Wojtys, E. M., Huston, L. J., Schock, H. J., Boylan, J. P., & Ashton-Miller, J. A. (2003). Gender differences in muscular protection of the knee in torsion in size-matched athletes. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, *85*(5), 782–789. https://doi.org/10.2106/00004623-200305000-00002

Xie, Z., Wu, X., Liang, H., Li, W., Li, R., Wang, Z., Wen, T., & Huang, Z. (2025). Effects of eight-week resistance and complex training on the biomechanical characteristics of lower limbs during badminton backhand forward lunge. *Frontiers in Sports and Active Living*, *7*, 1615558. https://doi.org/10.3389/fspor.2025.1615558

Yadav, S., & Mukherjee, S. (2015). Electromyographical relationship of jump serve performance among the volleyball players. *Online International Interdisciplinary Research Journal*, (5 (2)), 45–52. https://www.oiirj.org/ejournal/apr-may-june2015/09.pdf

Yan, Y., Seoyoung, P., Seomyeong, H., & Zhao, Y. (2025). The effect of 12-week combined balance and plyometric training on dynamic balance and lower extremity injury risk in college dancers. *Frontiers in Physiology*, *16*, 1501828. https://doi.org/10.3389/fphys.2025.1501828

Zazulak, B. T., Ponce, P. L., Straub, S. J., Medvecky, M. J., Avedisian, L., & Hewett, T. E. (2005). Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *35*(5), 292–299. https://doi.org/10.2519/jospt.2005.35.5.292

Zemková, E., & Hamar, D. (2018). Sport-specific assessment of the effectiveness of neuromuscular training in young athletes. *Frontiers in Physiology*, *9*. https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00264

Zhao, H., Liu, X., Dan, L., Xu, D., & Li, J. (2024). Biomechanic differences between anticipated and unanticipated volleyball block jump: Implications for lower limb injury risk. *Life*, *14*(11), 1357. https://doi.org/10.3390/life14111357

Zhou, X., & Kim, T. (2023). The effects of a forward lunge with hip adduction on muscle activity and plantar pressure in healthy subjects. *Journal of Musculoskeletal Science and Technology*, *7*(1), 25–33. https://doi.org/10.29273/jmst.2023.7.1.25

Ziv, G., & Lidor, R. (2010). Vertical jump in female and male volleyball players: A review of observational and experimental studies. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *20*(4), 556–567. https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.01083.x

12 PŘÍLOHY

12.1 Vzor informovaného souhlasu

Informovaný souhlas

Název studie (projektu):

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:	Podpis např. fyziioterapeuta pověřeného touto studií:
Datum:	Datum:

12.2 Vyjádření etické komise

Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.
Mgr. Bc. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 20. 6. 2025 byl projekt diplomové práce

Autor (hlavní řešitel): **Bc. Nicol Maršálková**

s názvem: **Hodnocení aktivity vybraných svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny pomocí povrchové elektromyografie během výpadu na nestabilní podložce a mimo ni**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **100 / 2025**
dne: **4. 7. 2025**

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

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

12.3 Dotazník k diplomové práci

DOTAZNÍK k diplomové práci

Číslo účastnice ve výzkumu: Datum měření:

Jméno:

Datum narození (věk):

Výška:

Váha: BMI:

Frekvence volejbalových tréninků a zápasů (týdně):

Frekvence fyzických aktivit mimo volejbal + jaké:

Počet let hraní volejbalu:

Post (viz smečař, blokař, nahrávač,...):

Úrazy/operace pánve, či dolních končetin (pokud ano, jaké a přibližně kdy):

Aktuální zdravotní potíže:

Dominance dolních končetin:

Kterou nohou byste kopla do míče, abyste trefila cíl?

Kterou nohu použijete ke zvednutí malého předmětu ze země?

Kterou nohou zašlápnete hmyz?

Kterou nohou vystoupíte na schod/stoličku jako první?

12.4 Kineziologický rozbor zaměřený na DKK

Orientační kineziologický rozbor zaměřený na DKK

Číslo účastnice ve výzkumu:

Anatomická délka (cm) LDK: PDK:

Funkční délka (cm) LDK: PDK:

Aspekce postavení pánve

Skolióza X skoliotické držení (předklon):

Symetrie tajlí

Infragluteálních & podkolenních rýh

Tonus gluteálních svalů:

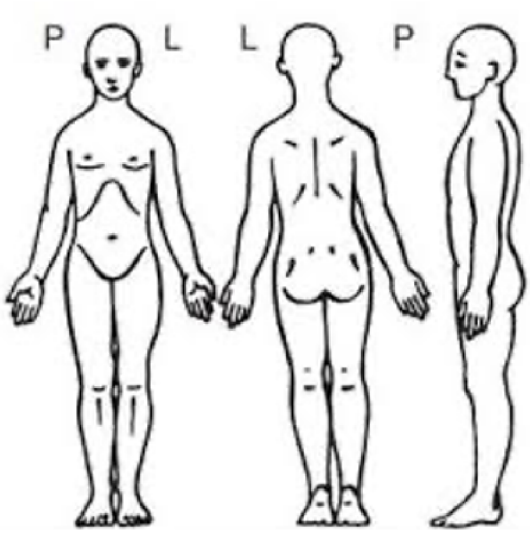
Postavení DKK: X / O / ROTACE / REKURVACE

Plochonoží: ANO – NE, ano → výpon na špičky

Palpace pánve: AV, RV, sešikmení, torze, rotace

Trendelenburg – LDK: PDK:

ROM v KYK (ZR; VR) – LDK: PDK:



Zkrácené svaly (0-1-2):

m. Iliopsoas LDK: PDK:

m. rectus femoris LDK: PDK:

m. tensor fasciae latae LDK: PDK:

hamstringy LDK: PDK:

mm. gastrocnemii LDK: PDK:

m soleus LDK: PDK:

YBT – 3 pokusy (cm):

1. ANT: PL: PM:
2. ANT: PL: PM:
3. ANT: PL: PM:

12.5 Statistické zpracování peak, mean a normalizovaných EMG hodnot

Proměnná	Popisné statistiky (DP data EMG)				
	N platných	Průměr	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. 95,000%	Medián
PeakPDom1TA	14	275,7143	191,5097	359,9189	227,5000
PeakPDom2MG	14	194,4143	151,6435	237,1851	197,0000
PeakPDom3LG	14	163,2000	114,8092	211,5908	143,5000
PeakPDom4VL	14	374,9286	288,8258	461,0313	330,5000
PeakPDom5VM	14	281,5714	201,4303	361,7126	225,5000
PeakPDom6BF	14	93,1071	60,4093	125,8049	77,0500
PeakPDom7GM	14	168,7714	105,5549	231,9880	137,5000
MeanPDom1TA	14	61,5500	45,3035	77,7965	60,9500
MeanPDom2MG	14	18,8143	15,5841	22,0444	17,5500
MeanPDom3LG	14	19,5143	16,0258	23,0028	18,7000
MeanPDom4VL	14	123,0714	107,4901	138,6528	113,0000
MeanPDom5VM	14	99,0000	76,5914	121,4086	88,6000
MeanPDom6BF	14	18,6214	15,3154	21,9274	16,3500
MeanPDom7GM	14	19,7000	15,5321	23,8679	20,2500
NormPdom1TA	14	0,2579	0,1826	0,3332	0,2274
NormPdom2MG	14	0,1139	0,0777	0,1500	0,0860
NormPdom3LG	14	0,1463	0,1098	0,1828	0,1605
NormPdom4VL	14	0,3541	0,2990	0,4093	0,3411
NormPdom5VM	14	0,3763	0,3112	0,4414	0,3482
NormPdom6BF	14	0,2332	0,1887	0,2778	0,2304
NormPdom7GM	14	0,1452	0,1122	0,1782	0,1365
PeakPNedom1TA	14	282,7857	242,6713	322,9001	273,5000
PeakPNedom2MG	14	202,6500	150,0665	255,2335	202,5000
PeakPNedom3LG	14	207,3357	113,5005	301,1709	135,5000
PeakPNedom4VL	14	318,3571	252,8152	383,8991	298,5000
PeakPNedom5VM	14	259,0643	193,0694	325,0592	232,5000
PeakPNedom6BF	14	113,7643	73,9504	153,5782	105,0000
PeakPNedom7GM	14	156,1071	99,9770	212,2373	119,5000
MeanPNedom1TA	14	73,0000	44,0075	101,9925	60,5500
MeanPNedom2MG	14	16,8621	12,1408	21,5835	13,7500
MeanPNedom3LG	14	19,1471	11,3216	26,9727	14,3000
MeanPNedom4VL	14	98,8429	83,3973	114,2884	90,7500
MeanPNedom5VM	14	95,3500	73,3951	117,3049	91,0000
MeanPNedom6BF	14	18,3136	15,0168	21,6103	18,0500
MeanPNedom7GM	14	19,5714	16,1190	23,0239	18,0500
NormPnedom1TA	14	0,2493	0,1704	0,3283	0,1901
NormPnedom2MG	14	0,0942	0,0696	0,1188	0,0822
NormPnedom3LG	14	0,1175	0,0704	0,1646	0,0942
NormPnedom4VL	14	0,3320	0,2754	0,3887	0,3142
NormPnedom5VM	14	0,3828	0,3288	0,4368	0,3782
NormPnedom6BF	14	0,1913	0,1499	0,2327	0,1827
NormPnedom7GM	14	0,1466	0,1171	0,1761	0,1415
PeakMDom1TA	14	234,0000	195,5918	272,4082	234,5000
PeakMDom2MG	14	155,0429	124,5667	185,5190	168,0000
PeakMDom3LG	14	124,4286	98,7939	150,0632	134,5000
PeakMDom4VL	14	363,7143	292,1925	435,2361	370,5000
PeakMDom5VM	14	274,7857	181,6904	367,8810	218,5000
PeakMDom6BF	14	100,0000	64,5727	135,4273	85,4000
PeakMDom7GM	14	142,9929	92,0796	193,9061	107,5000
MeanMDom1TA	14	70,5143	55,6178	85,4108	68,7000
MeanMDom2MG	14	19,8643	17,5173	22,2112	18,8500
MeanMDom3LG	14	22,1571	17,7752	26,5391	20,3500
MeanMDom4VL	14	122,2500	111,6538	132,8462	127,0000
MeanMDom5VM	14	98,5500	79,8016	117,2984	91,0500
MeanMDom6BF	14	20,7786	17,4620	24,0952	20,3000
MeanDom7GM	14	19,8214	15,5274	24,1154	17,8000
NormMdom1TA	14	0,3234	0,2425	0,4042	0,2909
NormMdom2MG	14	0,1459	0,1076	0,1842	0,1215
NormMdom3LG	14	0,1986	0,1456	0,2517	0,1750
NormMdom4VL	14	0,5458	0,4250	0,6666	0,5685
NormMdom5VM	14	0,4067	0,3381	0,4753	0,4216
NormMdom6BF	14	0,2429	0,1999	0,2859	0,2269
NormMdom7GM	14	0,1631	0,1308	0,1955	0,1591
PeakMNedom1TA	14	233,6143	185,5336	281,6950	233,5000
PeakMNedom2MG	14	158,5929	118,0638	199,1219	165,0000
PeakMNedom3LG	14	116,6286	81,0189	152,2382	103,7000
PeakMNedom4VL	14	266,5000	160,0605	372,9395	215,0000
PeakMNedom5VM	14	241,7857	169,0841	314,4874	201,5000
PeakMNedom6BF	14	110,6357	80,3204	140,9511	101,6500
PeakMNedom7GM	14	150,9000	94,1308	207,6692	130,0000
MeanMNedom1TA	14	59,1143	44,3440	73,8845	59,2500
MeanMNedom2MG	14	17,5714	14,1785	20,9644	16,5000
MeanMNedom3LG	14	18,8500	15,7795	21,9205	16,1000
MeanMNedom4VL	14	88,4929	77,3082	99,6775	89,1500
MeanMNedom5VM	14	91,1643	67,4299	114,8987	87,8500
MeanMNedom6BF	14	20,3500	16,2954	24,4046	19,0000
MeanMNedom7GM	14	20,5429	16,2449	24,8408	18,8000
NormMnedom1TA	14	0,2592	0,2094	0,3091	0,2571
NormMnedom2MG	14	0,1378	0,0899	0,1857	0,0932
NormMnedom3LG	14	0,2116	0,1403	0,2829	0,1882
NormMnedom4VL	14	0,3902	0,3218	0,4586	0,4050
NormMnedom5VM	14	0,4071	0,3419	0,4722	0,4214
NormMnedom6BF	14	0,2118	0,1633	0,2602	0,2270
NormMnedom7GM	14	0,1645	0,1218	0,2072	0,1396
YBTCSDom	14	89,3643	86,3455	92,3831	88,3000
YBTCSNedom	14	90,0286	87,5988	92,4584	89,1500

12.6 Doporučené umístění elektrod polyEMG dle Konrada (2005)

Frontal View

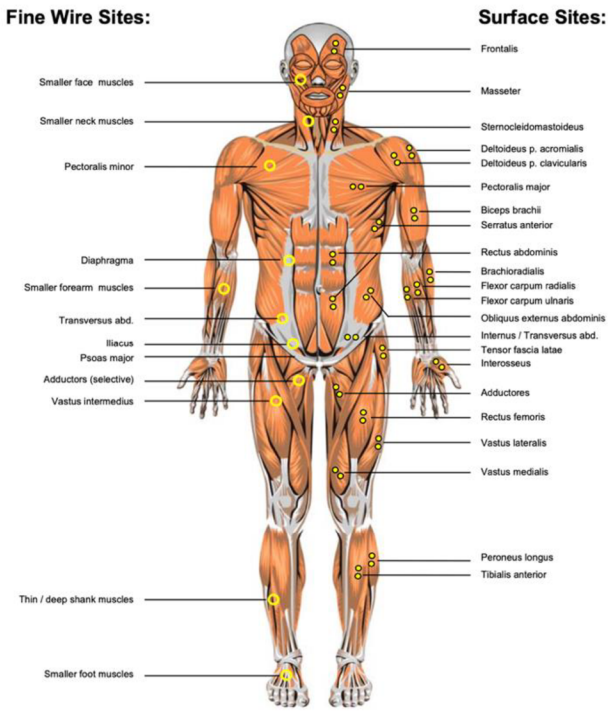


Fig. 25: Anatomical positions of selected electrode sites – frontal view. The left sites indicate deep muscles and positions for fine wire electrodes the right side for surface muscles and electrodes

Dorsal View

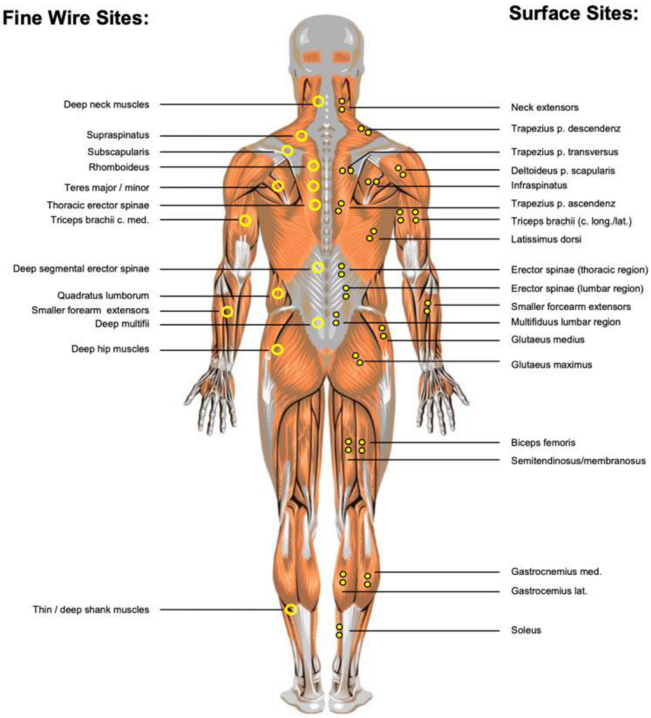


Fig. 26: Anatomical positions of selected electrode sites – dorsal view. The left sites indicate deep muscles and positions for fine wire electrodes the right side for surface muscles and electrodes