

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Tímea Tomečková

Možnosti fyzioterapie u atletické chůdže

Bakalárska práca

Vedúci práce: Mgr. Alena Svobodová, Ph.D.

Olomouc 2025

Prehlasujem, že som bakalársku prácu vypracovala samostatne pod odborným vedením Mgr. Aleny Svobodovej, Ph.D. a použila iba uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci 6.5.2025

Tímea Tomečková

Rada by som poďakovala Mgr. Alene Svobodovej, Ph.D., za jej odborné vedenie, cenné rady a trpezlivosť počas celého procesu tvorby mojej bakalárskej práce.

ANOTÁCIA

Typ záverečnej práce: Bakalárska

Téma práce: Možnosti fyzioterapie u atletickej chôdze

Názov práce: Možnosti fyzioterapie u atletickej chôdze

Názov práce v AJ: Possibilities of physiotherapy in racewalking

Dátum zadania: 2024-11-18

Dátum odovzdania: 2025-05-12

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotníckych vied

Ústav klinickej rehabilitácie

Autor práce: Tímea Tomečková

Vedúci práce: Mgr. Alena Svobodová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Abstrakt v SJ: Bakalárska práca sa zaoberá možnosťami fyzioterapeutických prístupov v atletickej disciplíne atletická chôdza. Jej cieľom bolo atletickú chôdzu rozobrať z biomechanického a fyziologického hľadiska, zároveň vymedziť na základe doterajších štúdií vhodné metódy na ovplyvnenie pohybovej sústavy, využitie v praxi, prevenciu zranení a zefektívnenie výkonu atlétov. Informácie boli získane prostredníctvom rešeršnej činnosti. Výsledkom bakalárskej práce je, že vhodne zvolené postupy prispievajú k prevencii zranení, urýchleniu návratu do tréningového a súťažného procesu a zvýšeniu výkonnosti.

Abstrakt v AJ: The Bachelor's thesis focuses on exploring physiotherapeutic approaches in the athletic discipline of racewalking. Its aim was to analyze racewalking from a biomechanical and physiological perspectives, and, based on existing research, to identify appropriate methods for positively influencing musculoskeletal system, their practical application, injury prevention and performance optimization. The information was obtained through a search activity. As a result of the Bachelor's thesis, appropriately chosen approaches can play a significant role in contribution to injury prevention, support faster recovery and return to training and competition, and increase performance of athletes.

Kľúčové slová v SJ: atletická chôdza, biomechanika, fyziologické aspekty, rehabilitácia, zranenia

Kľúčové slová v AJ: racewalking, biomechanics, physiological aspects, rehabilitation, injuries

Rozsah: 61

OBSAH

ÚVOD	8
1 ANATÓMIA DOLNEJ KONČATINY	9
1.1 <i>Bedrový kĺb</i>	9
1.2 <i>Kolenný kĺb</i>	9
1.3 <i>Členkový kĺb</i>	10
1.4 <i>Nožná klenba</i>	11
2 BIOMECHANICKÉ CHARAKTERISTIKY ATLETICKEJ CHÔDZE	12
2.2 <i>História atletickej chôdze</i>	12
2.2.1 <i>Definícia disciplíny</i>	12
2.3 <i>Biomechanické prvky</i>	12
3 KROKOVÝ CYKLUS ATLETICKEJ CHÔDZE	17
3.1 <i>Rozbor krokového cyklu klasickej chôdze</i>	17
3.2 <i>Krokový cyklus atletickej chôdze</i>	19
3.3 <i>Odlíšnosti atletickej chôdze oproti chôdzi a behu</i>	21
4 FYZIOLOGICKÉ A METABOLICKÉ ASPEKTY ATLETICKEJ CHÔDZE	24
4.1 <i>Fyziologické aspekty</i>	24
4.1.1 <i>Laktátový prah</i>	24
4.1.2 <i>Svalová funkcia a koordinácia</i>	25
4.1.3 <i>Kardiovaskulárny systém</i>	26
4.1.4 <i>Respiračný systém</i>	26
4.1.5 <i>Termoregulácia</i>	26
4.2 <i>Metabolické aspekty</i>	27
5 RIZIKÁ A NAJČASTEJŠIE ZRANENIA V ATLETICKEJ CHÔDZI	28
5.1 <i>Zranenia pohybového aparátu: špecifiká a súvislosti v atletickej chôdzi</i>	28
5.2 <i>Prevenca zranení</i>	30
5.3 <i>Zranenia</i>	31
5.4 <i>Systémové reakcie organizmu chodca na atletickú chôdzu</i>	33
6 MOŽNOSTI FYZIOTERAPIE	35
6.1 <i>Rehabilitácia zranení skupiny hamstringov</i>	35
6.2 <i>Rehabilitácia chondromalácie patelly</i>	37
6.3 <i>Rehabilitácia mediálneho tibiálneho stresového syndrómu</i>	38
6.4 <i>Rehabilitácia predného skríženého väzu kolenného kĺbu</i>	39
6.5 <i>Rehabilitácia tendinopatie Achillovej šľachy</i>	40
6.6 <i>Rehabilitácia plantárnej fasciitidy</i>	42
6.7 <i>Rehabilitácia panvových stresových zranení</i>	42

7	REGENERAČNÝ A TRÉNINGOVÝ PROCES ATLETICKEJ CHÔDZE	43
7.1	<i>Kryoterapia ako prevencia pozáťažových svalových zmien</i>	43
7.2	<i>Tréningový proces</i>	43
	ZÁVER	47
	REFERENČNÝ ZOZNAM	49
	ZOZNAM SKRATIEK	60
	ZOZNAM OBRÁZKOV	61

ÚVOD

Atletická chôdza predstavuje špecifickú vytrvalostnú disciplínu atletiky, charakterizovanú postupnosťou krokov bez viditeľnej straty kontaktu so zemou. Prepája náročné biomechanické požiadavky na technické prevedenie pohybu so značnými fyziologickými a metabolickými vplyvmi na jej efektívnosť. Napriek dlhoročnej tradícii a prítomnosti na medzinárodných športových podujatiach, ako sú Olympijské hry, zostáva v porovnaní s ďalšími atletickými disciplínami v úzadí. Odborná literatúra, najmä v oblasti fyzioterapie a preventívnej rehabilitácie je značne obmedzená. Limitácia nastáva aj v oblasti biomechanických a fyziologických publikácií. Väčšie percento existujúcich výskumov bolo vykonaných do roku 1996, v čase kedy ešte nebolo ustálené základné pravidlo atletickej chôdze ako ho poznáme dnes.

Bakalárska práca anatomicky popisuje všetky veľké kĺby dolnej končatiny, pre lepšie pochopenie následných funkčných súvislostí s biomechanickými parametrami. Najdôležitejšie kĺby z biomechanického hľadiska u atletickej chôdze sú kĺb kolenný a členkový. Práca sa zameriava aj na možnosť ovplyvnenia výkonu atléta formou rôznych aspektov, či intrinsických alebo extrinsických. V neposlednom a najdôležitejšom rade sa zameriava na objasnenie rizík zranení, formy rehabilitácie a konzervatívnej terapie a prevenciu opakovaného budúceho zranenia. Cieľom práce je poukázať na špecifiká atletickej chôdze, zosumarizovať doterajšie vyskúmané poznatky a prispieť k povedomiu atlétov, trénerov, či odborníkov v oblasti fyzioterapie atletickej chôdze.

Vyhľadávanie článkov prebiehalo od októbra 2024 do mája 2025. Na vyhľadanie odborných článkov boli použité databázy Pubmed, Google Scholar, EBSCO a ProQuest. V bakalárskej práci boli využité primárne zahraničné akademické publikácie, doplnené o 3 české zdroje. Celkovo bolo použitých 129 vedeckých publikácií. Vedecké publikácie sa zameriavajú na anatomický popis dolnej končatiny, biomechanické a kinetické vlastnosti atletickej chôdze, krokový cyklus a jeho porovnanie s inými druhmi lokomócie, fyziologické a metabolické aspekty atletickej chôdze, jej najčastejšie zranenia a možnosti manuálnej a fyzikálnej terapie ako aj prevencie prvotného zranenia či opakovaných zranení. Na ich vyhľadávanie boli použité kľúčové slová: atletická chôdza, krokový cyklus, biomechanika, fyziologické aspekty, rehabilitácia, zranenia.

1 ANATÓMIA DOLNEJ KONČATINY

1.1 Bedrový kĺb

Articulatio coxae – guľovitý obmedzený kĺb, je dôležitý kĺb pre všetky pohyby dolnej končatiny. Hlavica zodpovedá $\frac{3}{4}$ celkovému povrchu kĺbnej plochy. Do kontaktu s jamkou (acetabulom), prichádza len v rozsahu plochy facies lunata, ktorá plní styčnú úlohu. Ďalšie dôležité komponenty tohto kĺbu sú pulvinar acetabuli, tukový vankúš, vyplňujúci stred jamky a labrum acetabuli, väzivová chrupavka, ktorá zvyšuje jej okraje (Čihák, 2011).

V bedrovom kĺbe prevažujú väzy typu kolagén III, čo ho predisponuje k väčšej instabilite. Zvýšené množstvo tohto typu v kĺbnej chrupavke zároveň spôsobuje opotrebovanie kĺbu. Hlavné ligamenty (lig.) dôležité pre udržiavanie stability sú lig. iliofemorale, lig. ischiofemorale, lig. pubofemorale a Zona orbicularis. Každé z nich plní svoju rolu pri pohybe v rôznych rovinách. Lig. ischiofemorale stabilizuje kĺb pri vnútornej rotácii v základnej polohe, ale aj vo flexii a addukcii. Lig. pubofemorale zabraňuje excesívnej abdukcii a vonkajšej rotácii pri extenzii bedrového kĺbu, (Ng et al., 2019) zatiaľ čo lig. iliofemorale ako jediné zabraňuje prílišnému zakloneniu trupu voči bedrovému kĺbu (Čihák, 2011). Zona orbicularis sa zase podieľa na stabilizácii hlavice kĺbu v anteriórnom smere počas extenzie kĺbu, a zároveň stabilizuje v posteriórnom smere pri flexii kĺbu (Ng et al., 2019).

1.2 Kolenný kĺb

Articulatio genus – kladkový zložený kĺb, pozostávajúci z dvoch kĺbných spojení, prvé z nich medzi os femoris a os tibia (kĺb femorotibiálny), druhé medzi patellou a os femoris, kĺb patellofemorálny. Rola prvého kĺbu spočíva v pohltení väčšiny hmotnosti ľudského tela, zatiaľ čo patellofemorálny kĺb má za úlohu prenos síl z vyšších pozícií cez koleno pomocou kontrakcie svalu musculus (m.) quadriceps femoris (Abulhasan & Grey, 2017).

Efektivitu a stabilitu v rôznych pozíciách a situáciách zaisťuje okrem ligamentov aj svalová zložka. Bez nej by sa stav stability neudržal dlhú dobu (Kaplan, 1962). Pohyb kolena je vďaka spolupráci oboch kĺbov v rovine sagitálnej, frontálnej a transverzálnej (Abulhasan & Grey, 2017), kde vykonávajú pohyby v rozsahu flexie a extenzie kombinovanej s rotáciou (Kaplan, 1962). V plnej extenzii je rotácia nulová, najväčšia je v cca 90° flexii, v plnej flexii nepresahuje 5°. Význam kondylov (laterálneho, mediálneho), spočíva v ich rozdielnosti, pričom laterálny kondyl je kratší a širší oproti mediálnemu. Daná rozdielnosť zabezpečuje

špecifický pohyb femuru proti tibii a naopak. Ďalej sú zodpovedné za finálnu rotáciu femuru mediálne v extenzii a laterálne vo flexii (Kaplan, 1962).

Stabilita kolenného kĺbu je udržiavaná primárne väzmi, a to hlavne 2 kolaterálnymi ligamentami, a to mediálnym kolaterálnym väzom (MCL) a laterálnym kolaterálnym väzom (LCL), predným skríženým väzom (ACL) a zadným skríženým väzom (PCL) a patellárnym väzom (Abulhasan, Grey, 2017). Obe kolaterálne sú v inom vzťahu k menisku. LCL je od neho separovaný, zatiaľ čo MCL úzko spojený. Laterálna strana kolena je stabilizovaná vo flexii svalom m. biceps femoris, iliotibiálnym traktom a šľachou svalu m. popliteus a v extenzii LCL. Mediálna strana je stabilizovaná MCL a svalom m. semimembranosus, ku ktorému sa pridáva m. popliteus a spolu zabezpečujú stabilitu zadnej strany kolenného kĺbu. Mediálna strana má výskyt nechránených oblastí, čo môže mať za následok jej zranenia, zatiaľ čo laterálna strana je stabilná aj pri strate 2 zo 4 štruktúr udržiavajúcich stabilitu (Kaplan, 1962).

1.3 Členkový kĺb

Articulatio talocruralis – kladkový synoviálny kĺb, vzniknutý spojením medzi distálnou časťou os tibia, distálnou časťou os fibula a os talus (Manganaro & Alsayouri, 2023). Telo os talus je obsiahnuté v drážke členkového kĺbu, ktorú tvoria artikulačné plochy distálnej tibie a fibuly (Hermena & Slane, 2023), artikulačná plocha mediálneho členkového kĺbu (kostenná štruktúra distálnej tibie) tvorí mediálnu hranu, laterálneho členkového kĺbu (kostenná štruktúra distálnej fibuly) laterálnu hranu, dokopy vytvárajúce členkový zárez (Manganaro & Alsayouri, 2023).

Samotná stabilita kĺbu je daná artikuláciou zárezu s telom talu, čo vytvára syndezmózu, väzivové spojenie spájajúce distálne časti tibie a fibuly. Je tvorená 3 väzmi, konkrétne lig. tibiofibulare interosseum, lig. tibiofibulare anterius inferius a tibiofibulare posterius inferius. Medzi ďalšie väzy, nezačínajúce v syndezmóze, avšak na os talus upínajúce z mediálneho členkového kĺbu (Hermena & Slane, 2023) patrí lig. deltoideum, hlavný väz udržiavajúci stabilitu mediálne proti everzii (Manganaro & Alsayouri, 2023). Laterálne zohráva dôležitú rolu lig. talofibulare anterius (ATFL) et posterius, prepájajúce fibulu a calcaneus. Najslabší článok z nich tvorí ATFL, ktoré je najnáchylnejšie k zraneniam. Medzi pohyby členkového kĺbu radíme plantárnu flexiu, dorzálnu flexiu, inverziu a everziu. Zo svalovej zložky sú významné hlavne m. triceps surae, m. flexor digitorum longus, m. flexors hallucis longus pre plantárnu flexiu a m. tibialis anterior pre dorzálnu flexiu (Manganaro & Alsayouri, 2023).

1.4 Nožná klenba

Nožná klenba sa považuje za obzvlášť dôležitú štruktúru, potrebnú pre udržiavanie správneho a biomechanicky vhodného tvaru chodidla (Huson, 1991). Je tvorená tromi od seba líšiacimi sa oblúkmi (klenbami), dvoma longitudinálnymi: laterálnym, mediálnym a priečnym anteriórnym (Babu & Bordoni, 2024).

Laterálny oblúk, kratší a nižšie uložený, zložený z os calcaneus, os cuboideum a 4. a 5. metatarzálnym článkom, je nadradený voči nemu proximálnejšie uloženému mediálnemu oblúku. Mediálny longitudinálny oblúk je zložený zo šiestich kostí, os talus, os navicularis, os cuneiforme I-III a metatarzov I-III (Huson, 1991).

Veľmi dôležitú rolu pri prevencii kolapsu longitudinálnych klenb následkom hmotnosti tela, z dôvodu že tieto štruktúry sa považujú za pasívne, zohrávajú longitudinálne prebiehajúce plantárne ligamenty. Tieto vlákna prebiehajú v smere šikmom, tak isto ako aj transverzálnom (Huson, 1991). Celá mediálna klenba má veľký význam hlavne pri pohltení sily nárazu počas chôdze, ku ktorej sa pridáva aj Lisfrancov kĺb povolením miernej plantárnej a dorzálnej flexie. Zároveň kĺb napomáha správnej funkcii chodidla a celej dolnej končatiny pri chôdzi (Babu & Bordoni, 2024).

2 BIOMECHANICKÉ CHARAKTERISTIKY ATLETICKEJ CHÔDZE

2.2 História atletickej chôdze

Atletická chôdza je charakterizovaná ako Olympijská disciplína (Marlow, 1990), líšiaca sa od ostatných disciplín skombinovaním výdrže a techniky (Badescu, 2015). Okrem Olympijských hier sa objavuje aj na World athletics championship (IAAF), Commonwealth hrách a Panamerických hrách (Schiffer, 2008).

Dĺžka súťažnej trate má dve vzdialenosti, a to 20 km a 50 km. Dlhšia z nich je však určená iba mužským atlétom (Schiffer, 2008). Pôvodom pochádza z Británie, ktorá sa výrazne podieľala na jej vtedajšom rozvoji. Prvé preteky ako samostatného športu sa uskutočnili v roku 1908 v Londýne, a to na vzdialenosť 3,5 kilometra (Marlow, 1990; Badescu, 2015). Čierny, no napriek tomu významný bol rok 1928, v ktorom bola atletická chôdza vynechaná z Olympijských hier. Na jej návrate v roku 1932 sa znovu podieľali jej britskí zástupcovia (Marlow, 1990). Ženské súťaže boli prvýkrát evidované v Československu až v roku 1932, prvýkrát na šampionáte IAAF ešte neskôr, a to v roku 1987 (Schiffer, 2008).

2.2.1 Definícia disciplíny

Atletická chôdza je odborne definovaná ako progresia krokov bez ľudskému oku viditeľnej straty kontaktu so zemou, kedy atlétova napredujúca dolná končatina musí byť vyrovnaná od prvého kontaktu s podložkou až do vertikálnej vzpriamenej pozície (World athletics, 2025).

2.3 Biomechanické prvky

Vertikálna vzpriamená pozícia nastáva v momente, kedy sa celé ťažisko tela dostáva cez chodidlo (Hanley, 2014a). Napriek tomuto pravidlu, ktorým sa výrazne limitujú možnosti atléta dosiahnuť vysokých rýchlostí a podmienky docieľiť najlepší výkon, atléti zúčastnení štúdie boli vďaka modifikácii biomechanických podmienok v krokovom cykle schopní dosiahnuť rýchlosti až 15 km/h bez porušenia tohto pravidla (Gomez-Ezeiza et al., 2019). To sa svojou hodnotou približuje k hodnote rýchlosti dosahovanej atlétmi pri behu (Jurlin et al., 2023). Čo však nie je jasne daným pravidlom zadefinované, je žiadúce postavenie horných končatín atléta. Ich funkčné prepojenie s trupom a dolnou končatinou je však nevyhnutné pre správnosť pohybu

ako celku. Funkcia hornej končatiny počas vykonávaného pohybu spočíva v jej pôsobení proti momentu švihy dolných končatín okolo vertikálnej osy tela (Gravestock et al., 2021).

Funkcia dolných končatín zohráva kľúčovejšiu úlohu v rámci celkového vykonávania pohybu v porovnaní s funkciou horných končatín. Počas atletickej chôdze vykonávajú pohyb hlavne v rovine sagitálnej, viditeľný voľným okom. Maximálne hodnoty uhlov, dosiahnuté jednotlivými kĺbmi dolnej končatiny na správne a schválené prevedenie daného lokomočného pohybu, dosahujú v bedrovom kĺbe hodnotu 40° flexie, ktorá nasleduje po maximálnej extenzii. Presunom na kolenný kĺb sa hodnoty dostávajú do úrovne 55° flexie. Pri dopade chodidla na zem je kolenný kĺb vo flexii iba 10° , podľa ustáleného pravidla. Maximum dorzálnej flexie v členkovom kĺbe je 8° , zatiaľ čo plantárnej flexie 20° . Z uvedeného vyplýva, že správna koordinácia oboch fáz krokového cyklu je kľúčová pre zabezpečenie plynulého a efektívneho posúvania atléta (Norberg, 2015).

Ďalším z dôležitých faktorov, ktorý zabezpečuje efektívnu lokomóciu atléta je dĺžka kroku. Zároveň významným spôsobom ovplyvňuje aj celkový výkon a využitie preukazuje aj pri zvýšení rýchlosti chôdze. Jedným z činiteľov, ktorý ju svojou aktivitou v sagitálnej rovine napomáha predĺžiť a zoptimalizovať je bedrový kĺb. Najvyššia flexia je dosahovaná počas úderu päty, zatiaľ čo opačný pohyb, extenzia, zase pri odlepení palca. Význam v rovine transverzálnej a frontálnej nie je až tak podstatný, až na moment abdukcie bedrového kĺbu, ktorý pomocou svalu m. gluteus medius napomáha pri kontrole laterálneho posunu panvy. Po ňom bezprostredne nasleduje moment vnútornej a vonkajšej rotácie, napomáhajúce pri udržiavaní kontroly nad kĺbom v stojnej fáze, zatiaľ čo sa telo atléta pohybuje vpred. Zároveň však slúžia ako nápomocné faktory prenosu váhy v tejto fáze krokového cyklu, a pri konečnom stojí aj ako významný stabilizátor. Analýza týchto kinematických ukazovateľov tak predstavuje neoddeliteľnú súčasť komplexného pochopenia pohybového mechanizmu atletickej chôdze (Norberg, 2015).

V nadväznosti na biomechanické prvky atletickej chôdze je neopomenuteľné spomenúť aj konkrétne atribúty jednotlivých kĺbov. Obzvlášť dôležitý kĺb, ovplyvňujúci prevedenie žiadaného pohybu, je kolenný kĺb. Pretože však zostáva v extenzii až pokiaľ trup nedosiahne potrebnú anteflexiu na to, aby sa dostal cez chodidlo stojnej nohy, je počas stojnej fázy kroku potrebná príspevok ďalších kĺbov (Gravestock et al., 2021). Kvôli pravidlu, ktoré zamedzuje atlétovi flektovať kolenný kĺb vo fázi zaťažovania krokového cyklu, je v kolennom kĺbe obmedzené pohltie šoku. Tento limit je vo väčšine prípadov nahradený bedrovým kĺbom,

ktorý častejšie preberá danú funkciu, alebo v menšom percente prípadov členkovým kĺbom. Pohltenie nárazu vykonáva pomocou excentrickej kontrakcie jeho abduktorov, známych ako m. Gluteus medius a m. Tensor fasciae latae (Ito & Yamamoto, 2016).

Spomínaná maximálna hodnota flexie je dosiahnutá pri náraze, čo preventuje hyperextenziu a spomaľuje dolnú končatinu (Pavei et al., 2014). V tomto procese zohrávajú rolu hlavne ligamenty, m. vastus lateralis, menej už hamstringy, ktoré plnia úlohu skôr ako flexory bedrového kĺbu a m. rectus femoris, taktiež napomáhajúci k jeho flexii než k extenzii kolenného kĺbu (Murray et al., 1983; Hanley & Bissas, 2013). Dolná končatina zaujíma úlohu rigidnej štruktúry páky, okolo ktorej trup rotuje, čím mení ťažisko tela, ktorého správne nastavenie je potrebné pre zvýšenie efektivity pohybu (Gravestock et al., 2021). Na druhej strane, flexia je veľmi dôležitá v švihovej fáze, a to v príprave na nasledujúci kontakt päty s podložkou a postupom končatiny vpred. Najvýznamnejším svalom vykonávajúcim túto aktivitu je m. semitendinosus. Ďalším aspektom udržiavajúcim kontrolu nad pozíciou nohy je spolupráca flektorového točivého momentu kolenného kĺbu spolu s točivým plantárnym flexorovým momentom členkového kĺbu. Veľmi malá dôležitosť sa pridáva momentom kolenného kĺbu v rovinách frontálnej a transverzálnej, napomáhajúcim iba v stabilizácii kolenného kĺbu (rovina frontálna), či dosahujúcim podobnej aktivity ako točivé momenty členkového kĺbu (rovina transverzálna; Norberg, 2015).

Členkovému kĺbu sa priradzuje v atletickej chôdzi rovnaká dôležitosť ako kolennému kĺbu pri behu. Jeho dôležitosť sa prejavuje hlavne v stojnej fáze krokového cyklu, kedy v jej skorej fáze je točivý moment plantárnej flexie zásadný k prednému pohonu tela (Pavei et al., 2014). Tento točivý moment sa dosahuje aktivitou mm. gastrocnemii, v spolupráci so svalom m. peroneus longus (Ruhling & Hopkins, 1990).

Samotný m. peroneus longus spôsobuje v členkovom kĺbe everziu, teda vonkajšiu rotáciu, potrebnú na kompenzáciu neexistujúcej flexie v kolennom kĺbe (Norberg, 2015). Kompenzácia je dosiahnutá okrem aktivity tohto svalu aj pohybmi v bedrovom kĺbe v rovinách sagitálnej a frontálnej. Zvýšenie dorzálnej flexie spolu s dopomocou bedrového kĺbu napomáha predĺžiť funkčnú dĺžku dolnej končatiny, čo prispieva k udržaniu žiadúcej plnej extenzie v kolennom kĺbe, a tým spôsobený následný kontakt chodidla s podložkou (Murray et al., 1983; Cairns et al., 1986). Dôležitosť točivého momentu sa vyskytuje aj vo vzťahu k rýchlosti chôdze. Neopomenuteľnou súčasťou akcelerácie ťažiska a jeho presun z bedrového kĺbu na kĺb členkový je okrem neho aj točivý moment extenzorov bedrového kĺbu, nápomocný k presunu

cez vystretý kolenný kĺb. Sila, ktorú daný kĺb absorbuje pri tomto presune, dopomáha pri získaní časovej výhody na to, aby švihová dolná končatina prekonala v čo najkratšom čase letovú fázu kroku a čo najskôr dosiahla kontakt so zemou (Pavei et al, 2014). Členkový kĺb sa počas stojnej fázy pohybuje vo frontálnej rovine z everzie do inverzie a opäť do everzie, ako dôsledok laterálneho posunu panvy pri vystretom kolennom kĺbe. Akonáhle je kolennému kĺbu umožnená flexia, a teda do nej prirodzene prechádza, členkový kĺb súčasne prechádza do inverzie, teda vnútornej rotácie, potrebnej pre odlepenie palca od podložky (predšvihová fáza; Norberg, 2015).

Efektivita rýchlej chôdze sa taktiež zvyšuje zmiernením pohybu trupu v transverzálnej rovine. Okrem tejto roviny sa vyskytujú vo veľkej miere aj pohyby v rovine frontálnej (Norberg, 2015). Miera limitácie u profesionálnych atlétov je na vysokej úrovni, výchylka vo vertikálnom smere sa pohybuje v rozmedzí 50 mm. Sklon panvy definuje krivku zakrivenia chrbtice v tvare písmena S (v rovine frontálnej), tvorená pozíciou stehna (Murray et al., 1983) a spôsobená kontralaterálnym poklesom panvy spolu s laterálnou flexiou trupu voči dolnej končatine, ktorá sa nachádza v pozícii stojnej končatiny (Norberg, 2015). Najvyššia pozícia, v ktorej je stehno lokalizované je nad ťažiskom opornej dolnej končatiny, najnižšia v rovine švihovej dolnej končatiny (Murray et al., 1983).

Panva vykonáva pri pohybe rotáciu v rozmedzí 20-40 stupňov, preto je nesmierne dôležité aby ju horná polovica trupu nasledovala svojimi pohybmi a tým zaisťovala plynulý pohyb tela vpred. „Maximálna rotácia panvy je v momente odlepenia palca od zeme“ (Peev et al, 2023). Pohyby v transverzálnej rovine panvy vytvárajú pohyb v oblasti trupu, ktorý má podľa odborníkov vplyv na navýšenie dĺžky kroku u atlétov. Podľa Fentona (1984) pohyb panvy v tejto rovine zároveň vedie k zúženiu bázy kroku.

Okrem ovplyvnenia dĺžky, rotačný pohyb panvy má výrazný vplyv aj na rýchlosť vykonaného pohybu, čo vyplýva z priamej úmery medzi týmito veličinami, prejavujúcej sa hlavne u mužskej populácie atlétov (Peev et al, 2023). Okrem sklonu v transverzálnej rovine, význam predstavuje aj sklon panvy v rovine frontálnej, a to približne 7 stupňov (Pavei et al., 2014). Tieto pohyby vyplývajú z nulovej hodnoty flexie v kolennom kĺbe stojnej dolnej končatiny a zo snahy zabrániť ťažisku tela aby sa vychýlilo vertikálnym smerom (Norberg, 2015). Vyššia hodnota sklonu je nadobudnutá vyššou rýchlosťou pohybu (Pavei et al., 2014).

Medzi ďalšie skúmané spôsoby, ktoré podľa štúdií zvyšujú výkonnosť atléta, patrí nárast točivého momentu plantárnej flexie členkového kĺbu v strede opornej fázy, vyvolanie točivého

momentu extenzorov kolenného a flexorov bedrového kĺbu v konečnej fáze opornej fázy krokového cyklu (Pavei et al., 2014).

3 KROKOVÝ CYKLUS ATLETICKEJ CHÔDZE

3.1 Rozbor krokového cyklu klasickej chôdze

Fáza iníciaľneho kontaktu – členkový kĺb sa nachádza v neutrálnom postavení (0°), kolenný kĺb v plnej extenzii, bedrový kĺb v 30° flexii. Druhá dolná končatina je vo fáze terminálneho stoja (Kharb et al., 2011; Vařeka et al., 2018). V tejto fáze sa vyskytuje pocit instability v kľúčových kĺboch dolnej končatiny (členkový, bedrový) a trupe spôsobený prvotným dopadom päty na zem a vznikom pronačnej reakčnej sily podložky, vytvárajúcej pronáciu v subtalárnom kĺbe (Vařeka et al., 2018). Okrem neho dochádza aj k točivému momentu proti dorzálnej flexii v členkovom kĺbe, tak isto ako aj flekčnému točivému momentu v bedrovom kĺbe. Svalová aktivita je v tejto fáze výrazne prítomná hlavne v zadnej svalovej skupine, teda hamstringoch, m. gluteus maximus a m. adduktor magnus. Kolenný kĺb je udržiavaný v správnej pozícii (odomknutý) pomocou m. rectus femoris, čo umožňuje aktívne tlmenie dopadu (Vařeka et al., 2018) a členkový kĺb pomocou aktivácie m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus (Karásková, 2009).

Obdobie postupného zaťažovania – obdobie od počiatku kontaktu nohy so zemou až po presun druhej nezaťaženej končatiny do švihu. Cieľom danej fázy je absorbovať šok, k čomu napomáha flexovaný kolenný kĺb (Kharb et al., 2011), udržať stabilitu v prijímaní váhy tela, a pokračovať v prirodzenom prograse cyklu (Perry & Burnfield, 2010). Kolenný kĺb je vo flexii 15° , plantárna flexia v členkovom kĺbe 10° , subtalárna everzia. V bedrovom kĺbe minimálny pohyb, v tejto subfáze však dochádza k plantárnemu momentu členkového kĺbu, spôsobenému rýchlym zaťažením nohy (Karásková, 2009) a vedie k jej poklesu ku švihovej končatine (Vařeka et al., 2018). Presunom váhy je narušená stabilita kolenného kĺbu, ktorú zvyšuje m. quadriceps femoris svojimi zložkami, okrem m. rectus femoris (Karásková, 2009). Zväčšenie flexie kolenného kĺbu spôsobuje v predkolení vnútornú rotáciu (Vařeka et al., 2018) a ťah tibie pred vektor tela, teda dopredu (Karásková, 2009).

V rovine frontálnej dochádza k točivému addukčnému momentu v oblasti bedrového kĺbu, v ktorom sa vykonáva aj flekčný moment, a zároveň nastáva rotácia v rovine transverzálnej (Karásková, 2009). Addukčný moment spôsobuje pokles kontralaterálnej strany panvy o 5° k švihovej dolnej končatine, a súčasne sa odomyká kolenný kĺb a jeho extenzory pohlcujú svojou excentrickou kontrakciou energiu dopadu, čím dopad predlžujú (Vařeka et al., 2018). Tento moment spôsobuje aj subtalárnu valgozitu. Tá je dôvodom vzniku vnútorne

rotačného momentu členkového kĺb, ktorý sa prenáša na kolenný kĺb (Karásková, 2009). Druhá dolná končatina je vo fáze predšvihovej (Kharb et al., 2011).

Obdobie strednej opory – spolu s terminálnou stojnou fázou tvorí dohromady obdobie, v ktorom celá váha tela spočíva na jednej dolnej končatine. Deje sa tak ako v rovine sagitálnej, tak aj v rovine frontálnej (Perry & Burnfield, 2010).

Najdôležitejším faktorom tejto subfázy je posun vektoru tela za bedrový kĺb, teda pred kĺb kolenný a členkový (Karásková, 2009). V bedrovom kĺbe dochádza k zväčšovaniu extenzie pomocou gravitácie a zotrvačnosti (Whittle, 2007), kolenný kĺb prechádza do maximálnej extenzie, ktorú ihneď strieda novým cyklom flexie (Perry & Burnfield, 2010). Členkový kĺb prechádza do dorzálnej flexie (Kharb et al., 2011), v ktorej je stabilizovaný svalom m. soleus. Zvyšná časť m. triceps surae, teda mm. gastrocnemii sa neskôr podieľajú na zväčšení flexie v kolennom kĺbe do konečného rozsahu 18°. Stabilita, dosahovaná pri extenzii kolenného kĺbu a dorzálnej flexie členkového kĺbu, je zahajujúci faktor pre presun vektoru cez kolenný kĺb a váhy tela dopredu (Karásková, 2009; Kharb et al., 2011). Os tibia rotuje okolo členkového kĺbu, zároveň sa chodidlo dostáva do pozície supinácie, ktorá následne odoznieva, a chodidlo prechádza do pronácie (Whittle, 2007). Ťažisko tela sa vo frontálnej rovine posúva smerom laterálnym o 2 cm, avšak vždy zostáva vektor tela umiestnený na mediálnom okraji kolena, pre umiestnenie chodidla (Karásková, 2009).

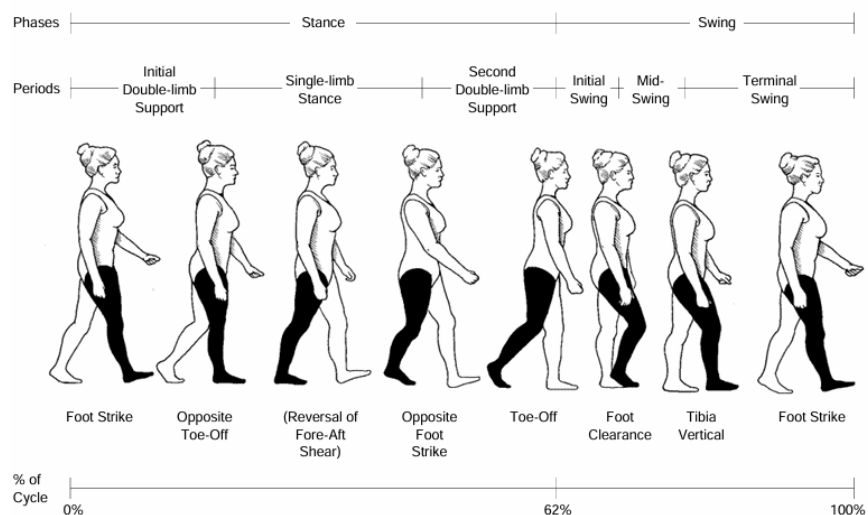
Terminálna stojná fáza – 10° dorzálna flexia v členkovom kĺbe, maximálna extenzia kolenného kĺbu 0°. Bedrový kĺb dosahuje svojej najväčšej extenzie, čo je asi 20° (Karásková, 2009). Zaktivovaním m. rectus femoris dochádza k zábrane flexie kolenného kĺbu, čím nastáva zároveň aj k výraznému pohlteniu sily (Whittle, 2007). Nastáva pád tela dopredu, spôsobený uložením vektoru pred členkovým kĺbom a konečným úkonom tejto fázy, a to odlepením päty (Karásková, 2009; Perry & Burnfield, 2010; Kharb et al., 2011). Pád sa navyšuje reakčnou silou podložky, zrýchlením rýchlosti presunu váhy. Absolútny výsledok tvorí moment dorzálnej flexie v členkovom kĺbe a následná stabilizácia kľúčových kĺbov, kolenného a bedrového iba pasívne (Karásková, 2009).

Predšvihová fáza – plantárna flexia 20° v členkovom kĺbe, flexia 40° kolenný kĺb, bedrový kĺb neutrálna pozícia (Karásková, 2009). Dochádza k nezadržanej flexii kolenného kĺbu a tým posun stehna vpred, ktorý pripravuje dolnú končatinu na požiadavkami náročnú švihovú fázu (Karásková, 2009; Perry & Burnfield, 2010, Kharb et al., 2011)). Posun vpred zaisťuje m. adductor longus, ktorý pôsobí taktiež proti abdukčnému momentu. Zvyšujúca sa

plantárna flexia v členkovom kĺbe napomáha udržiavať správnu dĺžku dolnej končatiny spolu s výškou panvy. Svalová aktivita je na zostupe v svale m. triceps surae a je významná v svaloch m. tibialis anterior a m. extensor hallucis longus, zapájajúcich sa na konci fázy (Karásková, 2009). M. triceps surae sa účastní na generovaní sily potrebnej pre posun dolnej končatiny do fázy švihovej (Whittle, 2007).

Súhrn všetkých období švihovej fázy – dorziflexia v členkovom kĺbe prechádza od 20° cez 10° do neutrálnej pozície, ktorá pretrváva až do konečnej fázy (Karásková, 2009; Kharb et al., 2011). Flexia v bedrovom kĺbe je na začiatku 20°, neskôr zvýšená na 30°, následne však znížená pôsobením hamstringov. Posun dolnej končatiny spôsobuje flexiu kolenného kĺbu 60°, postupne však nadobúda hodnotu 30°. V konečnom období, ktorý tvorí prechod medzi samotnou švihovou a stojnou fázou, sa svaly dostávajú do najväčšej aktivity. Najviac významne sa podieľajú na pohybe hlavne hamstringy, ktoré znižujú flexiu bedrového kĺbu a . vasty m. quadriceps doťahujúce extenziu v kolennom kĺbe (Karásková, 2009). Obrázok (Obrázok 1) nižšie pre pochopenie lepšie graficky znázorňuje práve popísaný krokový cyklus chôdze.

Obrázok 1 Krokový cyklus (Chambers & Sutherland, 2002)



3.2 Krokový cyklus atletickej chôdze

Krokový cyklus atletickej chôdze je podobný tomu v chôdzi a behu, je však ďalej modifikovaný podľa súčasných atletických pravidiel. To vedie k odlišnostiam (Hanley, 2014a).

Základné rozdelenie cyklu je v atletickej chôdzi, rovnako ako u klasického krokového cyklu, na 2 fázy: stojnú, ktorá predstavuje kontakt chodidla so zemou, a švihovú, kedy dolná končatina nie je v kontakte s podložkou (Karásková, 2009; Barreto et al., 2016). Dané fázy sa ďalej rozdeľujú na jednotlivé obdobia, alebo dielčie fázy (subfázy; Karásková, 2009). Ich samotná dĺžka je ovplyvniteľná viacerými faktormi, najmä však rýchlosťou chôdze (Vařeka et al., 2018), z pravidla stojná fáza zaberá 50% a švihová taktiež 50% celkového času (Barreto et al., 2016). Niekedy sa uvádza trvanie stojnej fázy 60% a švihovej 40% celkového času cyklu (Karásková, 2009; Kharb, 2011).

V atletickej chôdzi vnímame odchýlky v rozdelení samotných dielčích fáz, teda období. Poznáme a charakterizujeme fázu dvojitej opory, trakčnú fázu, fázu opory o jednu dolnú končatinu a fázu hybnosti (Barreto et al., 2016). V roku 1983 Damilano rozdelil atletickú chôdzu ešte inak, a to do šiestich fáz.

Prvá je fáza prvej dvojitej opory, pre ktorú je typický kontakt oboch chodidiel s podložkou – chodidlo vpredu (napríklad pravé; P) udržiava kontakt pomocou päty, druhé (kontralaterálne, ľavé; L) chodidlo je v kontakte pomocou špičky. Táto fáza prechádza do fázy miernej opory, ukončenou plným kontaktom P chodidla so zemou. Následne nasledujú fázy individuálnej opory (stred tela priamo nad P chodidlom), fáza impulzu (stred tela presúva cez chodidlo vpred) a druhej dvojitej opory. Druhá dvojitá opora vyzerá opačne ako fáza prvej opory – L chodidlo vpredu, P vzadu. Ako posledná je fáza oscilácie (Barreto et al., 2016).

Stojná fáza, sa taktiež rovnako rozdeľuje na fázu opory o jednu dolnú končatinu a dvojitú stojnú fázu (Karásková, 2009). Líši sa však technickou charakteristikou. Fázu opory o jednu dolnú končatinu vieme charakterizovať ako fázu, v ktorom váha tela spočíva na jednej dolnej končatine (L). Tá sa nachádza v plnej extenzii v kolennom kĺbe, v ktorej zostáva až do prechodu do fázy dvojitej opory. Jej funkciou je znižovať náraz momentu brzdenia (Pinoargote, 2024). Začiatok opornej fázy (prvej dvojitej opory), teda aj samotného cyklu, tvorí iniciálny kontakt chodidla (P; Karásková, 2009), moment, kedy telo reaguje na prenos váhy a pokles chodidla (P) na zem (Perry & Burnfield, 2010). Týmto obdobím zároveň začína obdobie postupného zaťažovania (loading response; Karásková, 2009). Ako toto obdobie vyzerá, závisí od postavenia kĺbov pri iniciálnom kontakte dolnej končatiny (Perry & Burnfield, 2010). Následne nasleduje plný kontakt chodidla (P, foot flat), ktorý nám dané obdobie ukončuje a zahajuje obdobie strednej opory. To je ukončené odlepením päty (P; heel off; Vařeka et al., 2018), ktoré zároveň začína konečnú stojnú fázu (terminal stance). V nej nastáva presunutie váhy tela až za

dolnú končatinu vykonávajúcu funkciu opory. Ukončenie nastáva dotykom podložky druhým chodidlom (L; Karásková, 2009).

Posledné obdobie stojnej fázy je druhá fáza dvojitej opory (Karásková, 2009), teda obdobie pasívneho odrazu, ukončené okamžikom odlepenia ipsilaterálneho palca (toe off; Vařeka et al., 2018; Perry & Burnfield, 2010). Obdobie je ekvivalentné k predšvihovej fáze (Perry & Burnfield, 2010).

Počiatočný švih iniciuje odlepením P chodidla začiatok švihovej fázy, ukončená je presunom nad stojnú končatinu. Tým sa zahajuje stredná švihová fáza, charakterizovaná zvýšením flexie bedrového kĺbu, pôsobením gravitácie na kolenný kĺb a následný posun do extenzie (Perry & Burnfield, 2010). Fáza trvá až do momentu, kedy sa dostáva os tibia do vertikály. Po nej nasleduje konečná švihová fáza, trvajúca po kontakt P chodidla s podložkou, teda pozíciou lýtka pred stehnom. Jej úlohou je ukončenie progresu cyklu a príprava končatiny na opätovnú stojnú fázu. Švihová fáza má tak celkovo 4 dielčie fázy (Karásková, 2009; Perry & Burnfield, 2010).

3.3 Odlíšnosti atletickej chôdze oproti chôdzi a behu

Odlíšnosti v stojnej fáze sa preukazujú hlavne v kĺbe členkovom, v ktorom je dosiahnutá väčšia dorzálna flexia počas odlepenia päty (heel strike) a plantárna flexia počas fázy odlepenia palca (toe off) v porovnaní s krokovým cyklom klasickej chôdze. Kvôli pravidlu nutnosti udržania extenzie v kolennom kĺbe, úplne zmizla z počiatku cyklu flexia v danom kĺbe, nahradená plnou extenziou až hyperextenziou, udržiavaná po dobu asi 50% z času celej stojnej fázy cyklu. Chýbajúca flexia je nahradená aj poklesom panvy, ktorá zároveň vykonáva väčší pohyb v rovine frontálnej proti bežnej chôdzi. Počas obdobia strednej opory (midstance) sa prejavuje zvýšená aktivita mediálneho komponentu (Preatoni et al., 2006), teda adduktorovej zložky bedrového kĺbu, (Song et al., 2013) mediálno-laterálnej stabilizácie, kompenzujúca laterálny posun ťažiska tela (Preatoni et al., 2006).

V atletickej chôdzi sa vyznačuje v porovnaní s behom skorší nástup maximálnej sily v prevedenom pohybe, pričom sa mení ešte potrebný impulz na zahájenie, pohybujúci sa v nižších hodnotách (Ávila et al., 1998). Jeho skorší nástup, v čase, keď sa chodidlo práve dotkne podložky, spôsobuje už spomínaná extenzia v kolennom kĺbe (Song et al., 2013). Charakter maximálnej sily zostáva rovnaký. Ďalšie poznatky štúdie poukázali na rozdiel v dĺžke kroku a kadencie, kde dlhší krok sa vyskytuje pri klasickej chôdzi a zvýšené

hodnoty kadencie pri chôdzi atletickej. Dĺžka kroku závisí podľa Bernansa a Saulgriezisa (2023) na viacerých faktoroch, a to na dĺžke chodidla, pomyselnéj prejdenej vzdialenosti počas švihovej fázy a vzdialenosti ťažiska od chodidla počas počiatočného kontaktu nohy a odlepenia palca. Z týchto poznatkov vyplýva, že atletická chôdza je omnoho efektívnejšia pre dosiahnutie vyššej rýchlosti už pri nízkych hodnotách aplikovanej sily (Ávila et al., 1998).

Kolenný kĺb sa v porovnaní s behom dostáva do výrazne menšej flexie a väčšej extenzie (Norberg, 2015). Hodnoty, v akých sa pohybuje, predstavujú pre atletickú chôdzu flexiu do 152° a pre beh flexiu až 161°. Jedným z dôvodov menšej flexie je udržiavanie optimálneho uhlu pre skorý návrat kĺbu do extenzie, a tak dodržanie pravidla stáleho kontaktu chodidla so zemou (Smith & Hanley, 2013). Odlišnosti sú aj v bedrovom kĺbe, ktorý je počas stojnej fázy krokového cyklu v menšej extenzii. Panva, z dôvodu udržiavania stabilného ťažiska, vykonáva väčší pohyb v predozadnom smere a vo frontálnej rovine, teda latero-laterálnom smere (Norberg, 2015).

V rámci aktivity svalov, sa pri behu aktívnejšie zapájajú hlavne abduktor bedrového kĺbu, m. gluteus medius, extenzory kolena, m. rectus femoris a m. vastus lateralis, kedy túto aktivitu vykazujú najviac pri údere päty (Norberg, 2015).

Zmeny vyskytujúce sa medzi klasickou a atletickou chôdzou, zahŕňajú okrem spomenutých aspektov aj zvýšené hodnoty času kontaktu chodidla s podložkou. Tieto hodnoty umožňujú atlétom podať lepší výkon ako pri klasickej chôdzi, zatiaľ čo tá umožňuje lepšiu koordináciu pohybu (Ávila et al., 1998). Ďalšia premenná je rýchlosť chôdze, pri jej vyšších hodnotách nastáva zvýšenie koordinácie. Tá sa zvyšuje buď z dôvodu efektivity a správneho prevedenia, alebo zvýšenia instability neuro-muskulo-skeletálneho systému pre náročnosť biomechanických nárokov (Cazzola et al., 2016).

V krokovom cykle, konkrétne na jeho začiatku, je významné zaktivovanie dvojkĺbového svalu m. biceps femoris, ktorý vďaka jeho priebehu pôsobí ako stabilizátor bedrového, tak aj kolenného kĺbu. Významný je aj m. gluteus maximus ako optimalizátor neuromuskulárnej funkcie, a tým zníženiu metabolických nárokov pohybu (Gomez-Ezeiza et al., 2019).

Pokračovaním do obdobia strednej opory m. gastrocnemius medialis a m. tibialis anterior napomáhajú k efektivite (Gomez-Ezeiza et al., 2019), prehnaná aktivita tibiálneho svalu však môže viesť k zraneniam (Francis et al., 1998). Počas konečného stoja a švihovej fázy je vhodná aktivácia m. rectus femoris, slúžiaca k stabilite ako trupu, tak aj segmentov dolných končatín. Atléti okrem iného využívajú zvýšenú aktivitu adduktorov bedrového kĺbu na navýšenie dĺžky

kroku, čo však spôsobuje narušenie pre výkon optimálnej hladiny metabolickej aktivity (Gomez-Ezeiza et al., 2019).

Aktivita svalov dolných končatín sa v rôznych fázach krokového cyklu tiež nezhoduje. Vo fáze iniciálneho kontaktu je najviac aktívny m. gluteus maximus a hamstringy, ako extenzory bedrového kĺbu. Počas strednej švihovej fázy zase tieto svaly pôsobia svojou aktivitou na zníženie flexie bedrového kĺbu. M. vastus lateralis je najviac aktívny v skorej stojnej fáze a vykonáva hyperextenziu kolenného kĺbu (Hanley, 2014a). Norberg (2015) popísala aj aktivitu ďalších svalov, a to následne:

- a. m. adductor longus – dosahuje najvyššej hodnoty počas švihovej fázy a pri prvom kontakte päty s podložkou,
- b. m. semitendinosus – najväčšia aktivita taktiež v švihovej fáze,
- c. m. gastrocnemius a m. peroneus longus - najviac aktívne pri odlepení palca od podložky,
- d. m. gluteus medius - aktívny počas celého krokového cyklu, bez fluktuácie,
- e. m. tibialis anterior – dosahuje najväčšej aktivity v skorej švihovej fáze a tesne pred kontaktom päty s podložkou.

4 FYZIOLOGICKÉ A METABOLICKÉ ASPEKTY ATLETICKEJ CHÔDZE

Atletická chôdza, ako športová disciplína, je rovnako ako z hľadiska biomechanických nárokov, tak aj energetických a metabolických nárokov omnoho náročnejšia ako nám dobre známa a využívaná klasická chôdza (Majed et al., 2012). Z tohto dôvodu je vhodné a potrebné využiť efektívne stratégie krokového vzoru na jej uľahčenie (Gomez-Ezeiza et al., 2019).

Uľahčenie prevedenia pohybu sa podľa Sparrowa (1983) deje hlavne pomocou teórie sebaoptimalizovania, čo v praxi znamená využitie takých mechanizmov, ktoré limitujú energetický výdaj. Zároveň, spolu s Newellom (1988) podnietli 2 teórie. Prvá z nich sa predpokladá, že metabolická efektívnosť je dôsledkom hlbšieho procesu samoorganizácie, pri ktorom sa preferujú stabilnejšie pohybové vzorce. Druhá naopak tvrdí, že práve snaha o docielenie metabolickej efektívnosti je ten podnet na formovanie inej pohybovej organizácie. Výber pohybových vzorov sa riadi subjektívnou spätnou väzbou o energetickej spotrebe a vnímanej námahe (Sparrow, & Newell, 1998).

Dané teoretické poznatky nachádzajú praktické uplatnenie aj v atletickej chôdzi. S istotou sa dá konštatovať pozitívny vplyv postupnej koordinácie pohybu na metabolické nároky chodca. Znižuje sa spotreba kyslíka, energetické nároky transportu a periférne vnímaná námaha. Pod periférne vnímanou námahou sa rozumie subjektívne pociťovaný vnem vychádzajúci zo svalov a kĺbov, signalizujúci náročnosť vykonávaného pohybu. Tento parameter je považovaný za ideálny ukazateľ miery efektivity, keďže ľudský organizmus sa v procese riadenia pohybu riadi vo väčšej miere signálmi zo svalov, šliach a kĺbov ako signálmi centrálnymi (Majed et al., 2012).

4.1 Fyziologické aspekty

4.1.1 Laktátový prah

Presnú predpoveď aký vytrvalostný výkon podá atlét sa zisťuje pomocou laboratórnej metódy, a to meraním laktátového prahu. Ide o neinvazívnu diagnostickú techniku, ktorá nevedie k vyčerpaniu atléta. Táto metóda nachádza svoje využitie pri určovaní parametrov vo vytrvalostnom behu. Keďže beh a atletická chôdza sú v mnohých aspektoch, či už fyziologických alebo biomechanických, veľmi podobné, metóda sa uplatňuje aj v tejto

disciplíne (Hagberg & Coyle, 1983). Pre porovnanie, spotreba kyslíku (VO₂) je pri rýchlosti od 10 do 14 km/h vyššia ako pri behu rovnakých rýchlostí (Wagoner, 1989).

Z fyziologického hľadiska, rýchlosť pri laktátovom prahu sa rovná funkcii spotreby určitého množstva kyslíku (VO₂) a rýchlosti, ktorá sa danou spotrebou dosiahne. V takom prípade hovoríme o efektívite spotreby energie pri výkone, ktorý nie je maximálny, teda o submaximálnom zaťažení. Štúdia z roku 1983 preukázala, že hoci tieto dva parametre úzko súvisia s výkonom v behu aj atletickej chôdzi, ich rozsah je odlišný. Submaximálna ekonómia pohybu sa vzťahuje skôr na atletickú chôdzu (Hagberg & Coyle, 1983).

Na základe získaných poznatkov sa teda dá povedať, že výkon v atletickej chôdzi je závislý ako od hodnôt VO₂max, tak aj hodnôt laktátu, hlavne pri vzdialenosti 20 km (Drake et al., 2003). Vytrvalostným tréningom sa je možné navýšiť hodnotu VO₂max asi o 20% a oxidačnú zložku svalu až o 40%, čo poukazuje na možnosť tréningovej adaptácie daných premenných (Daniels & Daniels, 1992).

4.1.2 Svalová funkcia a koordinácia

Rôzne zapojenie svalových skupín počas jednotlivých fáz krokového cyklu má za dôsledok optimálnu koordináciu neuromuskulárneho systému, čo napomáha k redukcii vysokých metabolických nárokov a zefektívnenie ekonómie pohybu. Hlavným faktorom ovplyvňujúcim zníženie kyslíkového nároku je správne načasovanie zapojenia svalov počas krokového cyklu. Svaly, na ktoré sa upriamuje pozornosť, sú zo zadnej svalovej skupiny m. biceps femoris, m. gluteus maximus, m. triceps surae a jeho mediálna hlava (m. gastrocnemius medialis). Z prednej skupiny svalov ide o m. tibialis anterior, m. rectus femoris a m. adductor magnus (Gomez-Ezeiza et al., 2019).

Jedným z ďalších ukazateľov zefektívnenia pohybu je aj informácia o celkovom energetickom výdaji a celkovej vonkajšej práci svalov (Chwala et al., 2014). Hodnoty daných premenných závisia hlavne od techniky pohybu (Klimek & Chwala, 2007). Sú závislé však aj na rýchlosti vykonávaného pohybu. Rýchlosť atléta, pri ktorej využíva optimálnu techniku, predstavuje technickú rýchlosť. Okrem nej sa hovorí aj o rýchlosti prahovej (na úrovni anaeróbného prahu) a rýchlosti súťažnej (Chwala et al., 2014).

Výskum z roku 2014 poukázal na výrazný nárast obidvoch premenných so zvyšujúcou sa rýchlosťou. Zvýšenie celkovej vonkajšej práce svalov nastalo najmä zmenami kinetickej energie pohybu, či už spomalením alebo zrýchlením pohybu. Napriek tomu, vonkajšia práca

svalov tvorila pri všetkých meraných rýchlostiach stabilne približne 25% celkového energetického výdaju (Chwala et al., 2014).

4.1.3 Kardiovaskulárny systém

Správanie kardiovaskulárneho systému sa v atletickej chôdzi líši oproti chôdzi klasickej. Rozdiel vieme posúdiť predovšetkým prostredníctvom merania hodnôt srdcovej frekvencie. Atletická chôdza všeobecne vedie pri výkone k vyšším hodnotám frekvencie. Tie sa pohybujú pri rýchlosti 13,5 km/h približne okolo 150 úderov za minútu (Gomez-Ezeiza et al., 2016). Dané navýšenie je zväčša spôsobené pohybmi horných končatín, ktoré dosahujú oproti klasickej chôdzi väčšieho rozsahu pohybu (Workman & Armstrong, 1986).

Ďalší faktor, spôsobujúci zvýšenie srdcovej frekvencie je navýšená frekvencia kroku chodcov. Zapájanie určitých svalov, na udržanie rovnováhy, takisto môže pôsobiť pozitívne na srdcovú frekvenciu (Workman & Armstrong, 1986). Okrem iného, na chodca, môžu pôsobiť nemerateľné faktory, ako napríklad emócie, príjem stravy a teplota (McArdle et al., 1985).

4.1.4 Respiračný systém

U atlétov vytrvalostných disciplín boli preukázané zvýšené parametre respiračného systému, ako napríklad objemy pľúc. Môže to byť spôsobené typom tréningu, ktorý posilňuje dýchacie svaly, čo napomáha k navýšeniu elasticity pľúc, a tak aj zväčšeniu alveolov. Ďalšie hodnoty, zvýšené u vytrvalostných atlétov, zahŕňajú vitálnu kapacitu pľúc, nútenú vitálnu kapacitu a nútený výdechový objem za 1 sekundu. Všetky tri parametre sú oproti atlétom silových a zmixovaných atletických disciplín u atlétov vytrvalostných disciplín vyššie (Lazovic et al., 2015).

4.1.5 Termoregulácia

Princíp termoregulácie ľudského organizmu funguje na báze práce autonómneho nervového systému, kedy intenzita fyziologických reakcií pôsobí úmerne zvýšeniu telesnej teploty. Tá je spájaná so stratou tekutín (Cabizosu et al., 2024).

Nepriaznivé tepelné podmienky (vysoké teploty), v ktorých chodci vykonávajú aktivitu, môžu pôsobiť na ich vyčerpanie, a to kardiovaskulárnymi zmenami, ovplyvňujúce ventiláciu a svalový metabolizmus. Snahou o zníženie teploty organizmu sa zvyšuje prietok krvi, viditeľný na koži, a produkcia potu. Vytrvalostné disciplíny sa vyznačujú aj ich dlhým trvaním, čo vo väčšine prípadov vedie k dehydratácii. Tá v tele chodca spôsobuje zníženie systolického

objemu, krvného tlaku a krvného prietoku. Zároveň zvyšuje telesnú teplotu jadra, srdcovú frekvenciu a rezistenciu periférie, prejavujúcu sa ako únava. Deje sa to kvôli zníženému obsahu krvi, a teda zníženému plneniu ľavej predsene srdca (Martínez-Noguera et al., 2024). Okrem iného sa zvýšila aj hodnota laktátu v svaloch, zatiaľ čo hodnota VO₂max sa prácou kardiovaskulárneho systému znížila (Nybo et al., 2014).

4.2 Metabolické aspekty

Pre atletickú chôdzu ako vytrvalostnú disciplínu, je jedným z najdôležitejších faktorov dosahovať vysokej miery aeróbnej vytrvalosti. Pod pojmom aeróbna kapacita sa rozumie maximálna spotreba kyslíku, ako aj hodnota anaeróbného prahu atléta (Chwała et al., 2014). Anaeróbný prah je hodnota, pri ktorej produkcia laktátu presiahne hodnotu, schopnú odbúrať alebo prijať, teda začiatok akumulácie laktátu (Tanaka et al., 1983).

Aeróbna kapacita je vyjadrená maximálnou spotrebou kyslíka za minútu (Schwartz et al., 2005). Pri vysokých rýchlostiach, ktoré sú charakteristické pre súťažné prostredie, nastáva zvýšenie kyslíkového nároku pre dosiahnutie maximálnej spotreby. V dôsledku sa navyšuje aj počet anaeróbnych procesov, čo vplýva na celkové zvýšenie energetického nároku pohybu (Chwała et al., 2014).

Na dosiahnutie zníženia nárokov, čo v praxi znamená že atlét vie dosiahnuť vyšších rýchlosti bez toho aby sa menil príjem kyslíku. To ide docieľiť pomocou eliminácie energie, spotrebovanej pracujúcimi svalmi (Chwała et al., 2014). Práve svalová aktivita pri priemernom tempe tvorí viac ako 50% z celkového metabolizmu fyziologickej chôdze (Duff-Raffaele et al., 1996). Pri zmene nárokov na príjem kyslíka, nastáva zníženie anaeróbného metabolizmu, teda podpora efektívnejšieho energetického manažmentu (Chwała et al., 2014).

Ďalším dôležitým faktorom, ktorý podporuje vytrvalostný výkon atléta, je odbúravanie laktátu z tela. Laktát je výsledok glykolýzy, procesu, v ktorom nastáva rozpad glukózy. Jeho odbúravanie sa deje pomocou oxidácie a transportu. Transport laktátu prebieha intracelulárne alebo do ďalších orgánov, kde jednoduchšie následne prebieha proces oxidácie. Zvýšená aeróbna kapacita atléta zlepšuje aj samotné odbúravanie laktátu, čo napomáha k menšiemu riziku únavy (Mandadzhiev, 2025).

5 RIZIKÁ A NAJČASTEJŠIE ZRANENIA V ATLETICKEJ CHÔDZI

5.1 Zranenia pohybového aparátu: špecifiká a súvislosti v atletickej chôdzi

Zranenie predstavuje poškodenie, dysfunkciu či oslabenie jedného alebo viacerých systémov ľudského tela. V atletickom prostredí sa však najčastejšie tento pojem vzťahuje na muskuloskeletálny systém. Jeho poškodenie, z ktorého sa stáva zranenie, nastáva v prípade, ak je prekročená hranica štruktúr daného systému zvládať na neho kladenú záťaž (Edouard et al., 2024).

Podľa Francis et al. (1998) je atletická chôdza oproti behu vnímaná ako jednoduchšia disciplína, ktorá prináša vrcholným atlétom, ale aj rekreačným priaznivcom zdravotné výhody bez významného rizika poškodenia. To vysvetľuje, prečo až tretina zúčastnených štúdie prešla na atletickú chôdzu až po prekonaní zranenia v inej športovej disciplíne.

Napriek tomu sa zranenia pohybového aparátu vyskytujú vo veľmi podobnej forme ako práve u bežcov. Podiel na miere zranení, ktorých výskyt sa v dnešnej dobe pohybuje vo väčších číslach ako v minulosti, je spôsobený okrem iných faktorov aj zmenou súťažného pravidla z roku 1996, ktoré nastolilo už spomínaný súčasný biomechanický komponent tejto atletickej disciplíny, a to nepretržitý kontakt chodidla s podložkou (Ryan et al., 2007).

Najčastejšie zranenia vyplývajú z preťaženia pohybového aparátu, kedy jeho štruktúry, a to šľachy, ligamenty a svaly podliehajú opakujúcemu sa stresu. Medzi ďalšie faktory, ovplyvňujúce výskyt zranení u atlétov, patrí aj samotné dávkovanie tréningu, teda počet dní, ktoré sa mu atlét venuje. Počet 3 a menej dní predstavuje najmenšie riziko vzniku zranenia, oproti tréningu 6 až 7 krát v týždni (Schiffer, 2008).

Pohlavie nehrá významnú rolu v určení aké zranenia sa u atlétov mužského a ženského pohlavia budú vyskytovať, ani v akom časovom úseku. Potvrďuje to štúdia od Hanley (2014a), ktorá poukazuje na výskyt zranenia u oboch pohlaví v uplynulých dvanástich mesiacoch pred jej začiatkom aspoň jedenkrát.

Štúdia Ekstrand et al. (1990) vykonaná na obmedzenom počte atlétov preukázala, že aj napriek mienke a dokázanej opakujúcej sa záťaže na päť chodidla pri jej dopade na zem (heel strike), u atlétov nevznikajú degeneratívne zmeny (osteoartróza) kolenných a bedrových kĺbov. Jedným z faktorov, ktorý toto tvrdenie potvrdzuje, môže byť fakt, že tréning a samotné preteky

atlétoŧ prebiehajú na rovnom povrchu, čo výrazne podporuje pohltenie sily pri náraze, pokiaľ je používaná správna obuv.

Atlét sa zároveň učí s postupujúcim priebehom kariéry rozpoznávať seriózne príznaky od menej seriózných. Nie vždy je vyžadovaná starostlivosť zdravotníckeho personálu. Medzi znaky indikujúce možné závažné zranenia patrí ostrá bolesť zadnej skupiny svalov stehna, teda m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus, tupá bolesť patelly, či ostrá bolesť nožnej klenby (Rudow, 1987).

Presah zranení prechádza aj do oblastí, ktoré nespádajú do muskuloskeletálneho systému. V takýchto prípadoch je to spôsobené skôr náročnosťou a pestrosťou tréningu, ktorý u väčšiny profesionálnych atlétoŧ zahŕňa presun do iných športových disciplín, a to hlavne plávania (Schiffer, 2008), cyklistiky, behu na lyžiach, pilatesu a jógy. Ďalej je to však spôsobené aj náročnosťou podávaného výkonu predovšetkým na respiračný a kardiovaskulárny systém. Vo všeobecnosti, oblasti istým spôsobom postihnuté, tvoria hlavne oblasti dolnej končatiny, menej hornej končatiny, ktorá pri pohybe nezohráva podstatnú rolu a nepodlieha nárazom, akým podlieha chodidlo (Hanley, 2014a).

Incidencia zranení dosahuje najvyššiu hodnotu v nepriaznivých podmienkach pre výkon atléta. Jedná sa napríklad o stav vyčerpanosti, fyzickú aktivitu bez predošlej prípravy, nesprávne naplánovane zložité tréningové procesy, či nesprávne využitie tréningového vybavenia (World athletics, 2012). Patil et al. (2024) zhrnul všetky rizikové faktory do dvoch skupín:

1. Vnútorne:

- a. vek – atléti mladšieho a staršieho veku;
- b. pohlavie;
- c. predošlé zranenie;
- d. fyzická kondícia.

2. Vonkajšie:

- a. tréningová záťaž – nedostatok odpočinku medzi tréningovými periódami, rýchly nárast záťaže;
- b. vybavenie – obuv;

- c. súťažný a tréningový povrch - podpora vzniku zranení hlavne na tvrdých a nerovných povrchoch.

5.2 Prevencia zranení

Základným princípom v prevencii atletických zranení je zlepšenie pripravenosti atléta z fyzického hľadiska. Najideálnejší spôsob ako docieľiť stav optimálnej pripravenosti, je pomocou kombinácie viacerých aspektov, konkrétne sily, vytrvalosti, flexibility a propriocepcie (Gulanes et al., 2024).

Navýšenie svalovej sily sa považuje za progresívny proces, kedy dochádza k postupnému zvyšovaniu záťaže kladenej na pracujúci sval alebo svalovú skupinu. V prípade, ak sa sval nestíha adaptovať včas na zvýšenie záťaže, predstavuje to výrazný risk jeho poškodenia. Deje sa tak hlavne pri excentrickej záťaži svalu. Prevenciou je preto úprava špecifickosti tréningu (Verrall et al., 2009).

Na podanie optimálneho výkonu je potrebný aj dobrý rozsah pohybu v kľúčových kĺboch. Pre docielenie menšieho rizika poškodenia, je vhodné pred každou aktivitou pripraviť svalové skupiny na následnú záťaž, a to ideálne stretchingom. Ten napomáha k vyššej teplote svalov, a teda lepším podmienkam na ich pretiahnutie pri vykonávanej aktivite. Ďalším z vhodných predmetov prevencie je udržiavať a trénovať kardiovaskulárnu vytrvalosť, ktorá napomáha k dlhšej výdrži, a oddialeniu stavu vyčerpania (World athletics, 2012).

Zraneniam dolných končatín je možné predísť aj pomocou posilnenia posturálnej stability. Vhodná metóda, podobná princípu DNS, (vysvetlený v nasledujúcej kapitole) na stabilizáciu trupového svalstva, a tým podporu posturálnej stability, je tréning na báze princípov pilatesu (Freeman et al., 2012). Jedným zo základných princípov je ovplyvnenie, a zaktivovanie hlbokých svalov trupu pomocou dychu (Ejraei et al., 2024). Deje sa tak hlavne prostredníctvom aktivácie m. transversus abdominis neuromuskulárny mechanizmom doprednej väzby (feedforward). Podpora stabilizačného systému tela má pozitívny vplyv na distálne segmenty a prevenciu zranení (Borghuis et al., 2008).

5.3 Zranenia

Podľa štúdie Francisa (1998), sa u atlétov vykonávajúcich atletickú chôdzu vyskytujú prevažne zranenia v oblasti kolenného kĺbu, najčastejšie jeho svalov, a to m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus, teda svalov skupiny hamstringov, ktoré zväčša podliehajú zraneniam z preťaženia. Najviac je preťažený práve m. biceps femoris (Macdonald et al., 2019).

Preťaženie nastáva najčastejšie z dôvodu, že daná skupina svalov znáša obrovský nával energie, ktorú je potrebné preniesť na ďalšie štruktúry (členkový kĺb). Takýto prenos je energeticky náročnejší ako je tomu u behu (Ryan et al., 2007). M. biceps femoris, ktorý pozostáva z dlhej a krátkej hlavy, môže byť najčastejšie preťažovaný práve z dôvodu, že jeho krátka hlava má dva motorické body, každý inervovaný iným nervom. Môže teda nastať súčasná kontrakcia spolu s m. quadriceps femoris, vyúsťujúca v preťaženie (Windley et al., 2007). V iných prípadoch nastáva zranenie hamstringov postupnou degradáciou tkanív opakovanou záťažou a poškodzovaním tkanív, či naopak jednorázovou traumou svalu (Hickey et al., 2022).

Jedným z ďalších zranení spôsobujúcich bolesť v kolennom kĺbe je chondromalácia. Pôvod chondromalácie je nadmerné a nerovnomerné zaťažovanie jednej strany kĺbu, konkrétne trenie patelly o okolité štruktúry kolenného kĺbu, čo ústí v jeho následný zápal (Ryan et al., 2007).

Ďalšie často vyskytujúce sa zranenia predstavuje mediálny tibiálny stresový syndrom (shin splint), ktorého názov reprezentuje akútne bolesti anteriórnej plochy holennej kosti v oblasti nad kotníkom (Rudow, 1987), spôsobené kostnými, svalovými problémami (preťaženie, opakovaná záťaž) či patológiou upnutia svalov na kosť (Ryan et al., 2007; Galbraith & Lavallee, 2009). Bolesť sa zväčša vyznačuje jej difúznym charakterom (Guo et al., 2021). Najčastejšie sú postihnutí atléti v ranných štádiách vykonávania atletickej chôdze pri navyšovaní dosahovanej vzdialenosti (Rudow, 1987). Preukázalo sa, že pri postihnutí atléta mediálnym tibiálnym stresovým syndrómom, najčastejšie neprechádza postihnutiu žiadna ortopedická incidencia a iba u zlomku z nich bolo dané zranenie závažného charakteru, pod ktoré spadá pretrvávajúca bolesť s obmedzením tréningového režimu a denných aktivít vyžadujúcich pohyb. Väčšina incidentov sa radí do kategórie triviálnych a nepredstavuje limitáciu bežných denných aktivít a tréningu (Francis et al., 1998), avšak, v niektorých prípadoch môže zranenie skomplikovať v podobe stresovej fraktúry. Tá sa prejavuje bolesťou, manifestovanou lokálne v oblasti prednej časti os tibia (Galbraith & Lavallee, 2009).

Ligamentózne zranenia kolenného kĺbu patria medzi ďalší, veľmi častý problém a spoločný menovateľ chodcov ako aj bežcov. Najčastejšie vznikajú následkom preťaženia alebo ako vyústenie stresového zranenia, ktoré má častejší výskyt počas súťaže ako počas tréningovej periódy. Postihnuté ligamentum, ktoré je najviac negatívne ovplyvňované je práve predný skrížený väz. Jeho narušenie, či už sa jedná o jeho natiahnutie alebo kompletné pretrhnutie, spôsobuje prudká decelerácia alebo dopad chodidla po iniciálnom kontakte s podložkou, keď sa kolenný kĺb nachádza v pozícii maximálnej extenzie (Canata, 2022).

Jedným z menej častých no predsa sa vyskytujúcich problémov, ktorý výrazne obmedzuje atlétov a znemožňuje tréningové nasadenie a ciele je tendinitída Achillovej šľachy. Vážnosť tohto zranenia je podstatne vysoká a v niektorých prípadoch aj ohrozuje kariéry atlétov. Výskyt tendinitídy sa deje na dvoch miestach, a to v jej najužšej časti v strede jej dĺžky, a v mieste kde sa Achillova šľacha upína na os calcaneus. Tento dej je následkom zväčša kombináciou viacerých rizikových faktorov, hlavne však tými, ktoré sa priamo podieľajú na jej nehomologickom zaťažení. Na limitácii rizík poškodenia Achillovej šľachy sa podieľajú faktory ako tvrdosť povrchu, na ktorom prebieha tréningová príprava, vyššie nožné klenby, či vyššia vrcholová hodnota vertikálnej sily (Lorimer & Hume, 2014).

Chodci často podliehajú repetitívnemu stresu na tvrdých povrchoch, čo môže vyústiť v zranenie z preťaženia zvané plantárna fasciitída. Mechanizmus zranenia zahŕňa opakujúcu sa záťaž na chodidlo a na začiatok fascie. To spôsobuje jej opuch, čo ústi v bolesť. Riziko zranenia sa predstavujú hlavne atléti s vysokou či nízkou nožnou klenbou. Prvé príznaky naznačujúce plantárnu fasciitídu sú bolesť, konkrétne mediálne a plantárne spolu so svalovým spazmom. Svalový spazmus nastáva ako odpoveď na opuch (Middleton & Kolodin, 1992). Bolesť je zvýraznená hlavne v ranných hodinách po dlhšej inaktivite, no zároveň sa zhoršuje s pohybom.

Atléti sa môžu stretnúť aj so syndrómom „Delayed onset muscle soreness (DOMS)“, v preklade oneskorený nástup muskulárnej únavy. Tento syndróm je jedným z najčastejších neprijemností, ktoré trápia atléta a zažíva ich v následnom období po náročnej vysoko intenzívnej aktivite, zväčša excentrického charakteru. Neprijemnosti sú spôsobované mikropoškodením svalových buniek. Okrem už spomínanej únavy muskulatúry, sa do príznakov radí aj lokalizovaný edém, stuhnutosť okolitých kĺbov a s ním spojený znížený rozsah pohybu a zníženie svalovej sily (Guo et al., 2022).

Medzi posledné zo zranení postihujúcich chodcov hoci menej časté a bežné, patrí zranenie panvy (Hanley, 2014a). Panvové stresové zranenia sa u dospelých atlétov vyskytujú

prevažne v oblasti symphysis pubica, ramus pubis a os sacrum. Výskyt môže byť súčasne viacerých oblastí naraz (Miller et al., 2003). Príčina spôsobujúca dané zranenia je podnecovaná najmä silou nárazu či prehnanými pohybmi panvového pletenca. Mieru sily nárazu je možné zmierniť pomocou úpravy tréningovej plochy a jej tvrdosti, zvoliť povrchy, ktoré sú šetrnejšie k atlétom. Medzi takéto povrchy patrí napríklad trávnatý povrch, čo však momentálne nie je prvá voľba povrchu, ktorý využívajú chodci v tréningovom procese a po ktorom sa pohybujú atléti počas pretekov (Hanley, 2014a).

5.4 Systémové reakcie organizmu chodca na atletickú chôdzu

Dôležitosť správneho podania výkonu u atléta spočíva nielen v prevencii zranení no aj vo využití možností, ako podporiť a rozšíriť funkčnosť ľudského organizmu. Funkčnosť napomáha ku zvýšeniu stupňa vyvinutosti kvalít, motorických schopností a zručností. Zároveň napomáha aj k pozitívnym zmenám metabolických a fyzických kvalít, pomocou hromadenia glykogénu a tukov v svaloch, zásoby enzýmov, svalovej hypertrofie a zvýšenej kapacity respiračného ako aj kardiovaskulárneho systému. Na týchto telových systémoch, spolu s nervovým systémom, priamo závisí formovanie mechanizmov vytrvalosti počas tréningu a pretekov (Khmelnyska, 2024).

Vysoké energetické nároky, ktoré sú kladené na chodcov, sú nebezpečné z viacerých hľadísk. Jedným z nich, je ich možný negatívny dopad na termoregulačné vlastnosti počas podávania výkonu atlétom. Štúdia Mora-Rodriguez et al. (2010) poukázala na horšie zvládnuteľnú termoreguláciu spomedzi atlétov disciplín atletická chôdza a vytrvalostný beh. Pri rovnakej rýchlosti oboch skupín, dosahovali chodci vyššiu intestinálnu telesnú teplotu, napriek výraznejšiemu poteniu, teda odvádzaniu vody z tela a dehydratácii. Dané zvýšenie telesnej teploty dokáže viesť k celkovému preťaženiu organizmu a stavu zvaným námahové ochorenie z tepla. To sa ďalej delí na podkategórie podľa spôsobu akým tento stav nastal, a to svalové kŕče spôsobené cvičením, synkopa vyvolaná teplom, vyčerpanie z tepla a námahový úpal (Sugawara et al., 2022).

U chodcov bola okrem zvýšenej telesnej teploty, nameraná rovnako aj zvýšená srdečná frekvencia a koncentrácia laktátu v krvi. Ku zvýšeniu srdcovej frekvencie došlo v dôsledku väčšej potreby kyslíku v svaloch (Mora-Rodriguez et al., 2010). Srdečná frekvencia je však podľa Cottina (2006) výrazne nižšia v nočných hodinách na základe udržania hodnoty nykthemerálnym rytmom, v jej najnižších hodnotách, približne o siedmej hodine ráno. Toto

zistenie napomáha k eliminovaniu rizík celkovej únavy, využívaním skorších ranných hodín k aktivite (Cottin et al., 2006). Štúdia z roku 2022 dané tvrdenie ešte ďalej prehľbuje a tvrdí, že ideálny čas pre začiatok aktívnej činnosti v deň preteku je v ešte skorších ranných hodinách, a to konkrétne o štvrtej hodine ráno. Pri takomto výpočte začatia preteku sa predpokladá že atléti dokončia aktivitu okolo siedmej hodiny, čo znamená vyhnutie sa aktivite v najvyšších teplotách, tým pádom menšiemu riziku námahového ochorenia z tepla (Sugawara et al., 2022).

6 MOŽNOSTI FYZIOTERAPIE

Vzhľadom k prejdenej vzdialenosti atlétom, ktorá sa pohybuje v podobných hodnotách ako vzdialenosť ujedaná bežcom na dlhé trate, sa dá predpokladať, že zranenia a teda aj tréningový a rehabilitačný režim bude výrazne v týchto dvoch disciplínach podobný. Rozdiel nastáva v dĺžke trvania a v nižšej intenzite tréningu. S narastajúcou dĺžkou trvania sa naskytá pridaná možnosť zvýšenia adaptácie lokálnych svalových skupín (Reilly et al., 1990).

V atletickom prostredí sa forma rehabilitácie odlišuje od rehabilitácie klinickej. Športová rehabilitácia zahŕňa okrem klasických terapeutických postupov, ako sú manuálna terapia, elektroterapia, tréning neuromuskulárnych schopností, aj funkčnú rehabilitáciu. Tá pozostáva zo setu aktivít a cvičení zameraných na prípravu atléta na návrat k aktívnej športovej participácii. Výsledkom je nácvik špecifických úkonov daného športu a pohybov bežného života (Patil et al., 2024).

6.1 Rehabilitácia zranení skupiny hamstringov

Po zranení svalovej skupiny hamstringov preťažením, teda najčastejším zranením v atletickej chôdzi, je pozorovaná zmena v kinematike panvy a bedrového kĺbu, v zmysle nadobudnutého anteriórneho postavenia panvy a zníženého rozsahu flexie. Vo väčšine prípadov negatívne ovplyvnené rozsahy bedrového kĺbu do flexie a kolenného kĺbu do extenzie po prekonanom poškodení hamstringov, nezohráva veľmi dôležitú rolu, pretože v blízkom časovom období sa pôvodné rozsahy vracajú do pôvodných hodnôt bez potreby významného vonkajšieho zásahu, je však vhodné zaradiť do rehabilitačného plánu cvičenie na podporu celkovej flexibility (Hickey et al., 2022). Dané časové obdobie predstavuje okolo 20-50 nasledujúcich dní po zranení (Maniar et al., 2016).

Pred začatím formovania rehabilitačného plánu je potrebné dôkladné vyšetrenie svalovej skupiny hamstringov a miery ich preťaženia. Deje sa tak pomocou špeciálnych testov, a to konkrétne Wallacovho testu, pri ktorom sa snaží atlét dostať kolenný kĺb do maximálnej extenzie z pozície 90° v bedrovom tak aj kolennom kĺbe v ľahu na chrbte. Miera flexibility je určená chýbajúcim počtom stupňov do plnej extenzie (Windley et al., 2007).

Test, využívaný na diferenciaciu bolesti hamstringov z preťaženia od prenesenej bolesti z drierkovej chrbtice je takzvaný test predklonu. Vykonáva sa v sede s hornými končatinami za chrbtom. Atlét následne vykoná predklon v chrbtici drierkovej a hrudnej, s maximálnou flexiou v chrbtici krčnej. V dosiahnutej pozícii vykoná extenziu kolenného kĺbu a dorziflexiu

členkového kĺbu. Nasleduje povolenie flexie krčnej chrbtice. Pokiaľ bolesť pretrváva aj po uvoľnení flexie, je to bolesť pôvodom z preťaženia (Windley et al., 2007).

Samotná rehabilitácia sa zameriava predovšetkým na návrat rozsahu pohybu a svalovej sily (Maniar et al., 2016). Najjednoduchší spôsob ako doceliť skorý návrat atléta do pôvodného stavu výkonnosti, do času pred zranením, je pomocou aktívnych atletických bežeckých drilov, ktoré dopĺňajú bežnú atletickú chôdzu o modifikované prvky. Príkladom môže byť výrazný zdvih kolenného kĺbu s následným dotykom opačnej hornej končatiny, horné končatiny v 90° abdukcii alebo využitie krátkych krokov s výrazným odvalom chodidla (Hanley & Drake, 2016). Drily okrem svojho hlavného prínosu a to jednoduchosti, prinášajú výhodu v možnosti postupného zapájania danej svalovej skupiny do funkčnosti (Macdonald et al, 2019).

Dôležitú zložku rehabilitácie predstavuje tréning vo všetkých druhoch síl, a to v excentrickej, koncentrickej aj izometrickej, predovšetkým však práve excentrickej. Tréning s využitím excentrickej sily napomáha rovnako tak v rehabilitácii už nadobudnutého zranenia, ako aj v následnej prevencii prípadných budúcich opakovaných zranení. Deje sa tak pomocou naťahovania dĺžky vlákien, čo má pozitívny vplyv na uhol maximálneho krútiaceho momentu, a teda optimálnejši pohyb (Macdonald et al., 2019).

Naťahovanie svalovošľachovej zložky nastáva pomocou nastavenia vysokej intenzity úsilia pri vykonávaní excentrickej kontrakcie, teda aplikovaní väčšej sily na danú zložku ako je veľkosť sily, ktorú vyprodukuje sval. Napomáha tak pri napravovaní deficitu v sile svalu a zároveň adaptácii, či už morfolologickej alebo neuromuskulárnej, tak isto ako zvyšovaní samotnej výkonnosti atléta (Suchomel et al., 2018). Výborným príkladom metódy postupného excentrického zaťažovania je nordické cvičenie na hamstringy (Nordic hamstring exercise, NHE; Hickey et al., 2022). Ide o cvičenie excentrického charakteru s fixáciou dolných končatín a kolennými kĺbmi položenými na podložke, kedy atlét vykonáva trupom pohyb vpred do pozície plank. S postupne zvýšenou záťažou atlét vykonáva návrat späť do východiskovej pozície (Physiopedia contributors, 2023). Dané cvičenia je však vhodné zaradiť do rehabilitácie až v neskorších štádiách, v období keď pominie prvotná bolesť sprevádzajúca zranenie (Hickey et al., 2022).

Spolu s excentrickým cvičením sa doporučuje využitie techniky hĺbkových trecích masážnych ťahov. Táto kombinácia napomáha k dosiahnutiu vyššej flexibility hamstringov, ktorú ide dosiahnuť aj pri využití samotných masážnych ťahov, avšak v menšom rozsahu, približne 3x menej. Svalová sila masážnymi ťahmi nejde ovplyvniť (Forman et al., 2014).

Pri akútnom preťažení skupiny hamstringov sa rehabilitácia vykonáva v rámci troch fáz. V prvej fáze je dôležité dodržať postup „*rest, ice, compression, elevation* (RICE)“, v preklade oddych, ľadovanie, kompresia a elevácia postihnutej dolnej končatiny. Následne po dodržaní daného princípu rehabilitácia prechádza do ošetrovania vzdialenejších oblastí súvisiacich s postihnutou oblasťou, konkrétne ošetrovanie oblasti trupu. Bolo preukázané, že práca s danou oblasťou súvisí s rýchlejšim návratom atléta do tréningového procesu. Tréning sa vykonáva na zvýšenie pohyblivosti a stabilizácie, ideálne v nižších intenzitách záťaže, z dôvodu akútneho zranenia. Z rovnakého dôvodu nie sú odporúčané odporované cviky (Chu & Rho, 2016). V prvotnej fáze má využitie aj pulzný ultrazvuk a laseroterapia (Schmitt et al., 2012). S postupným prechádzaním do ďalších fáz sa navyšuje intenzita tréningu, ako aj využívanie polôh, v ktorých sa bedrový kĺb dostáva do väčšieho rozsahu. Zároveň v druhej fáze nachádzajú svoje využitie aj cviky s použitím excentrickej sily. Návrat do aktívneho tréningového procesu atléta by mal byť v čase, kedy atlét nepocituje bolesť v poškodenej oblasti a je schopný maximálnej koncentrickej ako aj excentrickej svalovej aktivity (Chu & Rho, 2016).

Nenahradiťnou súčasťou rehabilitácie je aj manuálna zložka fyzioterapie. V rámci svalovej skupiny hamstringov sa najčastejšie využíva podľa štúdie z roku 2022 v prospech atlétov mobilizácia sakroiliakálneho skĺbenia, mobilizácia stavcov lumbálnej časti chrbtice a masáž mäkkých tkanív v okolí zranenia. Napriek ich populárnemu a častému využitiu, nepotvrdil sa významný účinok daných metód, ako pozitívny tak aj negatívny (Hickey et al., 2022).

Z fyzikálneho hľadiska sa využíva v terapii aplikácia elastickej lepiacej pásky, známe ako kinesio taping (KT). Páska je schopná až 150% predĺženiu proti pôvodnej dĺžke. Daný elastický ťah vyvoláva zdvih pokožky, čo spôsobuje vylepšenie krvného obehu a lymfatickej drenáže. V rámci hamstringov, KT preukázateľne spôsobuje zvýšenie ich svalovej sily a zníženie opuchu, rovnako tak bolesti (Chen et al., 2024).

6.2 Rehabilitácia chondromalácie patelly

Konzervatívna terapia chondromalácie slúži na oddialenie potreby operatívneho riešenia (Anand et al., 2024). Pozostáva z manuálnej terapie mäkkých tkanív a mobilizácie, progredujúcich v čase a náročnosti. Dôležitosť sa prikladá posilňovaniu m. quadriceps femoris, ktorého sila je dôležitá pre skorý návrat k funkčným aktivitám bežného dňa. Ako prevencia

dekondície organizmu sa odporúča doplniť rehabilitáciu o kondičné aktivity, ako napríklad plávanie (Bowne et al., 2021).

6.3 Rehabilitácia mediálneho tibiálneho stresového syndrómu

Dôležitým faktorom pre určenie správneho postupu pri rehabilitácii syndrómu, je vhodným vyšetrením a diferenciálnou diagnostikou určiť správnu diagnózu a odlíšiť ju od iných problémov. Ako prvé si atlét všima bolesť začínajúcu s cvičením a postupným odznievaním. S nabúdajúcou chronickosťou bolesť pretrváva dlhší čas (Nutché, 2005).

Objektívne fyzické vyšetrenie palpáciou by malo priniesť nález v podobe citlivosti prednej strany predkolenia v rozsahu distálnej posteriórnej časti tibie. Akákoľvek iná väčšia bolestivosť hlavne os tibie, môže poukazovať už na stresovú zlomeninu (Nutché, 2005). Z fyzioterapeutického hľadiska sa ošetrovanie zranenia z preťaženia zameriava najmä na zmiernenie bolesti a postupnú stupňujúcu sa záťaž pre návrat do tréningového procesu. Ako prevencia do budúcnosti sa odporúča dovedenie sa v oblasti ortotiky, z dôvodu že využitie vložiek do topánok, ktoré absorbujú šok, sa podieľa na znížení rizika zranenia z preťaženia asi o polovicu (Deshmukh & Phansopkar, 2022).

V akútnej fáze zranenia je odporúčaná hlavne kryoterapia, bez výrazných manuálnych či fyzikálnych zásahov do tkaniva. To sa mení s naberaním chronickejšosti, kde v rehabilitácii nachádza svoje využitie posilnenie a stretching svalov lýtky (Deshmukh & Phansopkar, 2022).

Tréningový proces zahŕňa využitie cvičení s nízkou záťažou a intenzitou, ktoré by malo prísť po asi 2 týždňovom období bez zjavnej bolesti (Bhusari & Deshmukh, 2023) a je vhodné aby bolo doplnené balančnými a posilňujúcimi cvikmi, prevažne v oblasti trupu a gluteálnych svalov. Balančné cviky sa najčastejšie vykonávajú pomocou balančnej podložky. Nízkozátžové aktivity predstavujú hlavne plávanie či využitie rotopedu (Bhusari & Deshmukh, 2023). Okrem spomenutých možností rehabilitácie sa využíva aj manuálna terapia a mobilizácia ostatných oblastí ľudského tela a to hlavne sakroiliakálneho kĺbu a chrbtice (Deshmukh & Phansopkar, 2022).

6.4 Rehabilitácia predného skríženého väzu kolenného kĺbu

Jedným z častých zranení kolenného kĺbu, ktoré väčšinou končí vyradením atléta na dlhú dobu a potrebou riešenia operatívnou cestou, je ruptúra predného skríženého väzu (lig. cruciatum anterior). Prvotné vyšetrenie bezprostredne po zranení v ideálnom prípade zahŕňa zistenie pozitivity alebo negativity Lachmanovho testu ako aj predného zásuvkového testu. Po potvrdení ruptúry a jej samotnom zoperovaní sa návrat do predošlého stavu pomocou rehabilitácie deje prostredníctvom určených cieľov, medzi ktoré patrí hlavne zmiernenie opuchu, neuromuskulárny a propioceptívny tréning a zvýšenie funkčného rozsahu pohybu (Wall et al., 2023).

Ruptúru je možné riešiť ako konzervatívne tak aj operatívne, avšak významné riziko predstavuje hrozba chronickej funkčnej instability. Je teda vhodnejšia operatívna liečba, a predoperačná i následná pooperačná rehabilitácia. Predoperačná prípravná rehabilitácia trvá štandardne 21 dní a využívajú sa v nej prvky, ktoré dosahujú prevenciu muskulárnej atrofie, čo najväčší návratu k pôvodnému rozsahu pohybu v kĺbe a zmiernenie opuchu (Wilk et al., 2012).

V prvotných dňoch po operačnom výkone je vhodný štandardizovaný klinický postup, medzi ktorý patrí v skorých dňoch polohovanie dolnej končatiny do elevovanej polohy ako prevencia edému. Rovnaký efekt ide dosiahnuť aj kryoterapiou. Už od prvého dňa sa rozsah v kolennom kĺbe zvyšuje pomocou pasívneho handlingu, ktorého cieľ je dosiahnutie plného rozsahu extenzie (Wilk et al., 2012).

Vzhľadom k faktu, že zranenie predného skríženého väzu je uznávané ako zranenie neurofyziologického charakteru, a preukázateľne spôsobuje čiastočnú stratu propiocepce, je pre návrat do stavu pred zranením potrebný neuromuskulárny tréning. Vhodný začiatok samotného procesu tréningovania neuromuskulárnej funkcie je v čase následne po odložení barlí, teda v období kedy je povolená záťaž kolenného kĺbu (Buckthorpe, 2019). Rýchlosť vývoja sily „*Rate of force development, (RFD)*“ je dôležitým ukazateľom neuromuskulárnej funkcie, vzhľadom na to, že ukazuje, akú veľkú silu je neuromuskulárny systém schopný vyprodukovať. Sledovať ho je potrebné na určenie, či atlét zvládne a v akej fáze prípravy sa nachádza vrámcí návratu do tréningového procesu (Angelozzi et al., 2012). V atletických disciplínach táto časová perióda predstavuje zhruba 6 mesiacov, počas ktorých by sa atlét mal dostať na hodnotu 85% a viac vo využiteľnosti svalovej sily kontralaterálnych svalov m. quadriceps femoris a zadných svalov m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. biceps femoris (Wilk et al., 2012).

Dôležité je v rehabilitácii zamerať sa na návrat pohyblivosti patelly vykonávanej pomocou mobilizácií v smere kraniokaudálnom a mediolaterálnom. Dôraz na túto súčasť terapie je potrebné dodržiavať hlavne v prípade, že sa pri operácii využil štep z patelárnej šľachy, ktorý je len o 37% silnejší ako pôvodný predný skrížený väz, a je nutné tak k nemu aj pristupovať (Wilk et al., 2012). Ďalšou zložkou návratu do normálneho stavu z obdobia pred zranením je aj nastolenie postupnej záťaže, ktoré sa vykonáva pomocou excentrických cvičení m. quadriceps femoris. Tie však podľa štúdie Kotsifaki et al. (2023) neprinášajú pridaný benefit oproti čisto koncentrickým cvičeniam, alebo kombinácii oboch, teda koncentrických aj excentrických cvičení v rehabilitačnom pláne. Avšak, vhodné je využiť kombináciu excentrického a plyometrického cvičenia. Podporuje balans, funkčnú schopnosť kolenného kĺbu a rovňanie bežných denných aktivít.

Plyometria sa charakterizuje ako cvičenie, ktoré sa zameriava na to, aby sa konkrétna svalová skupina zapojila vo svojej maximálnej sile v čo najkratšom čase. Príklad cvičení, ktoré je možné využiť zahŕňajú predné skoky, laterálne skoky a rebríkový dril. Náročnosť je možné a vhodné postupom času zvyšovať (Werstine, 2015).

Iné z možných pozitívnych komponentov rehabilitácie je tréning stability trupu pre podporu chôdze a rozsahu pohybu dolnej končatiny a aquatická terapia, vhodná na zlepšenie subjektívneho rozsahu pohybu atléta (Kotsifaki et al., 2023). Ako posledné je vhodné zvoliť kardiovaskulárnu aktivitu z rôznych odvetví športu, a to konkrétne outdoorová cyklistika, jogging po nerovných povrchoch či plávanie (Werstine, 2015).

6.5 Rehabilitácia tendinopatie Achillovej šľachy

Prvotný krok, nasledujúci po kontakte s atlétom, ktorého trápí zranenie Achillovej šľachy, je jej samotné vyšetrenie. Slúži na zistenie schopnosti zaťaženia pri pohybe, a ako pomocný ukazateľ pri určovaní rehabilitačného programu a prognózy terapeutickej progresie. Bolesť Achillovej šľachy závisí priamo úmerne od množstva zaťaženia. Vyšetrenie pozostáva z rôznorodých testov odolnosti, medzi ktoré môžeme zaradiť napríklad zdvih špičky v stoji. Ďalej sa testujú silové schopnosti šľachy, kde radíme výskok do výšky, a jeden skok alebo trojskok do diaľky (Malliaras, 2022).

Rehabilitácia daného zranenia pozostáva primárne z kinezioterapie, teda fyzického cvičenia, edukácie a návrhov vhodných doplnkov terapie (Malliaras, 2022). Dôležité je nezabúdať aj na psychosociálne aspekty rehabilitácie. Ľudia, ktorí trpia strachom z pohybu pri

zranení, teda kineziofóbiou, sú preukázateľne viac náchylní na väčšiu bolestivosť spojenou so záťažou Achillovej šľachy, zároveň sa u nich prejavujú horšie symptómy (Chimenti et al., 2024).

Hlavnou súčasťou fyzioterapie je v súčasnej dobe postupné zaťažovanie šľachy, ktoré pozostáva z nakombinovaných excentrických, koncentrických, izometrických a izotonických cvikov zameraných na flexory chodidla. Preukázateľne znižujú bolesť, a zlepšujú samotnú funkčnosť (Chimenti et al., 2024). Okrem toho napomáhajú k normalizácii štruktúry šľachy, zvyšovaniu tolerancie tkaniva na záťaž, a podporujú prestavbu (Baxter et al., 2020; Silbernagel et al., 2020). Deje sa tak ale len v prípade, že sa dodržiava normálne tempo a rýchlosť navyšovania záťaže, rýchlosť sa nepreceňuje ani nepodceňuje. Pri nedodržaní režimu môže dôjsť k nežiadúcim dejom, a to predĺženiu šľachy či jej opakovanej ruptúre (Baxter et al., 2020).

Začiatok rehabilitácie predstavuje najmenšia záťaž, konkrétne zdvih päť v sede, postupne prechádza do vyšších záťaží ako drep, pochodovanie hore a dole, výpady, zdvih päť v stoji (Baxter et al., 2020). Na začiatku je skôr žiadúce aby sa dané cviky vykonávali na rovnom povrchu, s dôrazom na to, aby atlét vykonával koncentrickú, tak aj excentrickú zložku kontrolovane (Silbernagel et al., 2020). Postupom času sa atlét dostáva so záťažou do hodnôt, ktoré zodpovedajú cvikom vykonávaným jednou dolnou končatinou, pre uloženie príkladu to môžu byť skoky do protipohybu, skoky rôznymi smermi (Baxter et al., 2020). Najefektívnejší spôsob ako s postupom času zlepšovať toleranciu záťaže je využitie pomalých kontrakcií. Pri neskorších fázach je vhodné využitie, aj vyššia rýchlosť pri určitých cvikoch (Silbernagel et al., 2020).

Spomenuté záťažové protokoly sa využívajú pri poranení šľachy v jej strednej časti, náročnejšie je to pri zranení distálnej časti. V takomto prípade je v terapii nutné obmedziť či úplne vyhýbať sa dorzálnaj flexii v členkovom kĺbe (Rickenbach et al., 2021; Silbernagel et al., 2020). Medzi doplnujúcu terapiu k terapii záťažovej patrí stretchingový komponent, konkrétne stretch m. triceps surae. Svoje využitie nachádza aj taping, ošetrovanie spúšťových bodov a propioceptívna neuromuskulárna facilitácia (Rickenbach et al., 2021).

Rehabilitácia sa nezaobíde bez manuálneho ošetrovania okolia Achillovej šľachy, a to mäkkými technikami a mobilizáciou (Rickenbach et al., 2021). Pre zachovanie kardiovaskulárneho zdravia je ako doplnok možné do rehabilitácie zaradiť alternatívne aktivity ako cyklistiku. Vhodné je aj využitie vody s dostatočnou hĺbkou, kde atlét môže vykonávať

nízko záťažový beh. V neskoršej fáze sa záťaž zvyšuje okrem zvyšovania náročnosti cvikov aj artificálne pomocou využitia vesty či batohu so záťažou. V danom období je ideálny prechod do plyometrického cvičenia, začínajúce bilaterálnymi skokmi, prechádzajúcimi do unilaterálnych (Silbernagel et al., 2020).

6.6 Rehabilitácia plantárnej fasciitidy

Hlavnou súčasťou rehabilitácie plantárnej fasciitidy je jej ovplyvnenie pomocou preťahovania ostatných štruktúr, a to konkrétne m. triceps surae (všetky jeho časti: m. soleus a mm. gastrocnemii) a Achillovej šľachy (Boob et al., 2023). V akútnej fáze je vhodné využiť hlavne aplikáciu chladu na zmiernenie opuchu spolu s využitím hĺbkovej masáže a ultrazvuku (Middleton & Kolodin, 1983).

Pre zmiernenie bolesti a navýšenia rozsahu je vhodné použiť penový roler, ktorý zároveň napomáha zvyšovať rozsahy v kĺboch. Tie ide hlavne v subtalárnom kĺbe zvýšiť aj pomocou mobilizácie. Medzi ďalšie metódy ako ovplyvniť plantárnu fasciitidu sa radí využitie suchej ihly, kinezio taping, rázovej vlny a laseru (Boob et al., 2023).

6.7 Rehabilitácia panvových stresových zranení

Najčastejšie príznaky, potvrdzujúce, že sa s najväčšou istotou jedná o stresové zranenie panvy, sú bolesť spodnej časti chrbtice, gluteálnych svalov, slabín a stehna pri aktivite. Potvrdenie diagnózy je aj vďaka hĺbkovej palpácii ramus os pubis (Kahanov et al., 2015).

Väčšina stresových zranení sa rieši konzervatívne, pri panve konkrétne v dvoch fázach. Prvá fáza by mala byť zameraná na nízkozáťažové aktivity typu cyklistika a plávanie. Zároveň je však optimálne, aby aktívne pripravovala atléta na zvyšovanie záťaže. Druhá fáza ponúka posilňovanie svalovej vytrvalosti, stability trupu a panvového pletenca, propioceptívny tréning a reedukáciu chôdze. Mala by však nastúpiť až v čase, kedy atlét dva týždne nepocítiť bolesť (Kahanov et al., 2015).

7 REGENERAČNÝ A TRÉNINGOVÝ PROCES ATLETICKEJ CHÔDZE

7.1 Kryoterapia ako prevencia pozáťažových svalových zmien

Jednou z dôležitých zložiek pozáťažovej starostlivosti o atléta je aj prevencia patologických svalových zmien, ktoré nastávajú pri vyššie spomínanom syndróme DOMS (Guo et al., 2022). V dnešnej dobe nachádzajú využitie okrem dlho využívaných spôsobov, ako napríklad manuálne ošetrovanie mäkkých tkanív (kože, podkožia, fascií), masáž, konkrétne dva druhy kryoterapie, a to spopularizovaná „*Cold-water immersion (CWI)*“ metóda využívajúca efekt vody studenej teploty, a „*Contrast-water therapy (CWT)*“, ktorá využíva striedanie vôd s diferentnými teplotami, studenou a teplou (Guo et al., 2022).

CWI prináša hydroterapeutický efekt v zmysle lokálneho zníženia telesnej teploty dôsledkom vazokonstrikcie či zníženie vyplavovania metabolitov. CWT podporuje vyplavovanie laktátu, podporuje cirkuláciu krvi a napomáha redukovať edém (Guo et al., 2022). Napriek popularite daných metód, je ich funkčnosť na telo atléta v súčasnosti spochybnené a nepodložené obsiahlym výskumom, keďže doteraz existujúci výskum pochádza hlavne zo zvieracieho prostredia. Aj napriek tomu sa však rozsiahlo využíva v atletickom prostredí, napríklad aj pri zmierňovaní syndrómov mediálneho tibiálneho stresového syndrómu (Deshmukh & Phansopkar, 2022). Podľa štúdie Kwiecien & McHugh (2021) by však daná terapia mala byť vykonávaná bezpečne iba v určitej dobe trvania, pomocou chladiaceho média, v tomto prípade najbežnejšie využívaným ľadom. Kryoterapia by zároveň nemala byť vykonávaná ako bežná rutina po fyzickej aktivite, miesto užívania ako prostriedok regenerácie zranenia (Kwiecien & McHugh, 2021).

7.2 Tréningový proces

Tréning v atletickej chôdzi, sa z veľkej časti podobá tréningovým návykom bežeckých disciplín (Salvagee et al., 2000). Najväčší z rozdielov je v svalovej aktivácii, ktorá je výraznejšia v atletickej chôdzi (Hilliard, 1991). Aj v rámci samotnej atletickej disciplíny je rozdiel, a to v tom, či sa trénuje za účelom absolvovania 20 km trate alebo trate 50 km. Každá z nich má úplne odlišný tréningový proces (Vallance, 2005). O čo však ide v disciplínach oboch, je dosiahnuť prejdeň vzdialenosti za čo najkratší čas najlepším technickým štýlom. To sa dosahuje rôznymi tréningovými spôsobmi. Základné parametre, na ktoré sa v tréningu

upriamuje pozornosť sú mobilita, flexibilita, technika, sila, rýchlosť, špeciálna výdrž a silová vytrvalosť. Na dosiahnutie zvýšenia sily sa využíva silový tréning, s cieľom posilniť hlavne svaly, ktoré sú počas chôdze najviac aktívne (Jelonek et al., 2017).

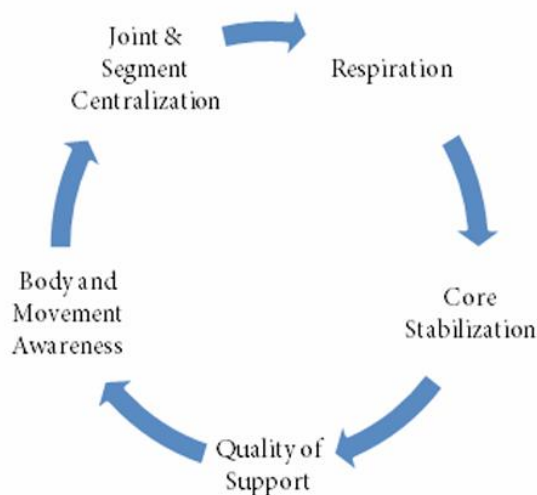
Veľký význam v efektivite a časovej a priestorovej jednoduchosti tréningového procesu chodcov predstavuje tréning na bežiacom pásu (Hanley, 2015). Pod daným pojmom sa rozumie motorizovaný pás so sklonom 0° (Zhang et al., 2022). Využitie v súčasnej dobe nachádza hlavne na vyšperkovaní detailov technických schopností chodca a elimináciu chýb, ktoré by mohli v súťažných podmienkach viesť k diskvalifikácii, v dôsledku porušenia pravidiel (Hanley & Mohan, 2014b). Okrem bežiaceho pásu, sa v tréningovom procese často využíva aj tréning v indoorovej hale, kde povrch plochy pokrýva populárny materiál propyléndiénmonomér (Zhang et al., 2022).

Z dôvodu rozdielnych tréningových podmienok medzi týmito prostrediami však vyvstáva otázka, či využitie bežeckého pásu nemení biomechanické parametre krokového cyklu natoľko, že nastanú nežiaduce technické zmeny, ktoré môžu potenciálne viesť k diskvalifikácii v súťažnom prostredí. Preukázalo sa, že prechodom k bežiacemu pásu sa vo fáze odlepenia päty zvyšujú oproti bežnému tréningu rozsahy flexie bedrového kĺbu, extenzie ramenného kĺbu a flexie laktového kĺbu (Zhang et al., 2022). Navýšenie rozsahu v bedrovom kĺbe je však pravdepodobne spôsobené snahou o zábranu pádu dozadu na pásu (Alton et al., 1998). Vo fáze odlepenia palca sa zvyšuje rozsah v extenzii ramenného kĺbu. Ojedinele sa znižuje rozsah členkového kĺbu do dorziflexie. Danou štúdiou sa pozitívne pre trénerov atletickej chôdze teda potvrdilo, že prechod z indoorovej haly na bežiaci pás nemá žiadny vplyv na podporu patologických návykov a teda riziko diskvalifikácie, radí sa to teda k efektívnejším spôsobom. Mení sa však krokový cyklus, a to hlavne pri vyšších rýchlostiach (Zhang et al., 2022).

Ďalšie tréningové možnosti, podporujúce výkonnosť chodca, zahŕňajú využitie dynamickej neuromuskulárnej stabilizácie (DNS) a parašutový rezistentný tréning. DNS ako koncept vychádzajúci z vývojovej kineziológie (Kolar et al., 2013) cieľi na navýšenie výkonnosti pomocou tvrdenia, že každý z pohybov je prinášaný koordináciou segmentov pre posturálnu stabilitu (Panse et al., 2020). Deje sa tak pomocou sumovanej koordinácie abdominálnych, gluteálnych svalov a svalov, ktoré vykonávajú rolu extenzorov chrbtice. Zapojenie týchto svalov udržiava optimálny intraabdominálny tlak pre čo najlepšiu výkonnosť (Frank et al., 2013). Od správneho nastavenia svalov trupu závisí celková stabilizácia a správny stereotyp dýchania. Pokiaľ nastane jeho narušenie, všetky ostatné stereotypy budú taktiež

nesprávne (Kolar et al., 2013). V tréningovom procese sa okrem iného využíva v postupnosti princíp automatizácie, ktorý podporuje metabolické a štrukturálne funkcie (Francis et al., 1998). Následná postupnosť princípov metódy DNS je bližšie vyobrazená nižšie.

Obrázok 2 Princípy DNS (Panse et al., 2020)



Obdoba metódy DNS, parašutový tréning, sa svojim prirovnaním rezistentný dostáva do odlišnej tréningovej roviny (Panse et al., 2020). Podporuje rozvoj svalovej sily pomocou neurálnej adaptácie (Penry et al., 2011). Rozvíjajú sa hlavne rýchle svalové vlákna, podieľajúce sa na návaloch sily a rýchlosti pohybu. Nadobudnutím svalovej sily sa znižuje doba kontaktu s podložkou, tým navyšuje frekvencia kroku a jeho dĺžka. Tieto faktory sa podieľajú na dosiahnutí väčších vzdialeností. Rezistentný tréning okrem iného znižuje srdcovú frekvenciu a navyšuje VO₂max spolu s rozdielom kyslíku žíl a tepien. V porovnaní, oba tréningové komponenty priniesli preukázateľné zlepšenie výkonnosti chodcov. Nastalo tak v oblasti dosiahnutej vzdialenosti, VO₂max a rýchlosti chodcov. Efektivita sa prejavila rovnako aj v zlepšení stability trupu (Panse et al., 2020).

Podľa Broďániho & Katerinky-Czakovej (2023), je pre dosiahnutie efektívneho a dlhodobého udržateľného výkonu dôležité, aby sa tréningový proces zaoberal ako aeróbnym výkonom, tak aj aeróbnou aktivitou, keďže oba faktory podmieňujú kvalitu dosahovaného výkonu. Rozmedzie, v ktorom sa atlét pohybuje na aeróbnej úrovni, tvorí 90-100% VO₂max (Hagberd & Coyle, 1983). Podľa tejto štúdie by mal tréning obsahovať dve fázy. Prvá fáza sa

zameriava na aeróbnú aktivitu, zatiaľ čo druhá fáza nasleduje silovým a vytrvalostným tréningom (Brod'áni & Katerinka - Czaková, 2023).

ZÁVER

Bakalárska práca sa zameriavala na zhrnutie poznatkov o možnostiach fyzioterapeutického ovplyvnenia pohybového systému u atlétov športovej disciplíny atletická chôdza. Táto disciplína vyžaduje nielen technickú presnosť, ale predovšetkým vytrvalosť, fyzickú pripravenosť a psychickú odolnosť. Svojimi biomechanickými a fyziologickými požiadavkami sa výrazne líši od iných druhov lokomócie. Aj minimálne odchýlky v biomechanicky správnom prevedení môžu viesť k negatívnemu vplyvu na celkový výkon atlétov.

Fyzická náročnosť tejto disciplíny, ktorá výrazne zaťažuje pohybový aparát, podčiarkuje nezastupiteľnú úlohu fyzioterapie v oblasti prevencie a rehabilitácie zranení. Na základe analýzy najčastejších muskuloskeletálnych porúch, boli nájdené súvislosti s inými atletickými disciplínami. Ide hlavne o podobu s disciplínami, ktoré sa radia do disciplín vytrvalostného charakteru, teda beh na dlhé trate, maratón.

Cieľom tejto práce bolo zhodnotiť najčastejšie diagnostikované zranenia a vytvoriť komplexný prehľad možností fyzioterapeutickej intervencie. Z analýzy vedeckých publikácií vyplynulo, že najčastejšími vyskytujúcimi zraneniami pohybového aparátu sú preťaženie hamstringov, mediálny tibiálny stresový syndróm, ruptúra predného skríženého väzu kolenného kĺbu, tendinopatia Achillovej šľachy a plantárna fasciitída. Medzi najviac efektívne prístupy, ako dané zranenia ovplyvniť, patrí funkčná manuálna terapia segmentov, myofasciálne techniky a fyzikálna terapia. Dôležitý je aj neuromuskulárny tréning. Všetky metódy majú svoje uplatnenie nielen v akútnej fáze, ale aj v rámci dlhodobého manažmentu a prevencie opakovaných zranení. Vhodne zvolený terapeutický prístup môže byť rozhodujúcim faktorom medzi bezproblémovým návratom do tréningového režimu a predĺženým obdobím zotavovania.

Významná je aj edukácia atlétov a ich trénerov v oblasti pohybových stereotypov a regenerácie. Prostredníctvom nej je možné dosiahnuť dlhodobé benefity, ktoré sa prejavujú vo forme zníženia rizika chronického preťaženia, optimalizácie techniky chôdze a celkového zlepšenia športovej výkonnosti.

Výsledné poznatky z tejto práce môžu byť prínosom pre športovcov, trénerov a všetkých, ktorí sa zaujímajú o atletickú chôdzu z hľadiska jej výkonnostného potenciálu či zdravotných aspektov, a chcú pochopiť prostriedkom ako celý proces atletickej chôdze zefektívniť, či už prostredníctvom prevencie zranení, rehabilitácie alebo optimalizácie športového výkonu.

S rastúcim záujmom o danú disciplínu je však potrebné podporovať aj ďalší výskum a vytvárať štandardizované terapeutické protokoly špecifické pre túto disciplínu.

REFERENČNÝ ZOZNAM

- Abulhasan, J., & Grey, M. (2017). Anatomy and Physiology of Knee Stability. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 2(4), 34. <https://doi.org/10.3390/jfmk2040034>
- Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., & Morrissey, M. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 13(6), 434–440. [http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00012-6](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00012-6)
- Anand, A., Naveen, K., Kumar, M., Rauniyar S., & Kalyan H. (2024). Efficacy of conservative treatments for anterior knee pain with chondromalacia patella. *Journal of Medical and Scientific Research*, 12(3), 257–261. <https://doi.org/10.17727/jmsr.2024/12-48>
- Angelozzi, M., Madama, M., Corsica, C., Calvisi, V., Properzi, G., McCaw, S. T., & Cacchio, A. (2012). Rate of force development as an adjunctive outcome measure for return-to-sport decisions after anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(9), 772–780. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3780>
- Ávila, A., Klavdianos, A., Manfio, E., Viollaz, F., Nasser, J., Fonseca, J., & Amadio, A. (1998). Racewalking and normal walking analysis. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/1591/1494>
- Babu, D., & Bordoni, B. (2024). Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Medial Longitudinal Arch of the Foot. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32965960/>
- Badescu, D. (2015). Global Evolution of Men and Women Racewalking Distances, Technique, Performance. *Bulletin of the Transilvania University of Braşov. Series IX: Sciences of Human Kinetics*, 9-16. https://webbut.unitbv.ro/index.php/Series_IX/article/view/4687/3599
- Barreto, J., Villarroya, A., Contreras, T., Brito, V., & Loaiza, E. (2016). Biomecánica de la marcha atletica. Análisis de las presiones plantares durante su desarrollo, revisión actualizada. *Lecturas: educación física y deportes*. 21(217), 1-15. https://www.researchgate.net/publication/320241347_Biomecanica_de_la_marcha_atletica_Analisis_de_las_presiones_plantares_durante_su_desarrollo_revision_actualizada
- Baxter, J., Corrigan, P., Hullfish, T., O'Rourke, P., & Silbernagel, K. (2020). Exercise progression to incrementally load the Achilles tendon. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 53, 124-130. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000002459>
- Bernans, E., & Saulgriezis, R. (2023). The effect of velocity on flight phase duration in race walking: a comparative study of three cases. *Journal of Physical Education and Sport*, 23(7). <https://doi.org/10.7752/jpes.2023.07221>
- Bhusari, N., & Deshmukh, M. (2023). Shin Splint: A Review. *Cureus*, 15(1). <https://doi.org/10.7759/cureus.33905>

- Boob, M. A., Phansopkar, P., & Somaiya, K. (2023). Physiotherapeutic Interventions for Individuals Suffering From Plantar Fasciitis: A Systematic Review. *Cureus*, *15*(7). <https://doi.org/10.7759/cureus.42740>
- Borghuis, J., Hof, A., & Lemmink, K. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Medicine*, *38*(11), 893-916. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838110-00002>
- Bowne, K., Prall, J., & Ross, M. (2021). Prolotherapy combined with physical therapy in a recreationally active middle-aged man with chondromalacia patella. *European Journal of Fitness Nutrition and Sport Medicine Studies*, *2*(1). <https://doi.org/10.46827/ejfnsm.v2i1.99>
- Brod'áni, J., & Katerinka - Czaková, M. (2023). Training load determining the sport performance of the woman race walker to 50 km. *Slovak Journal of Sport Science*, *8*(2), 50–64. <https://doi.org/10.24040/sjss.2022.8.2.50-64>
- Buckthorpe, M. (2019). Optimising the Late-Stage Rehabilitation and Return-to-Sport Training and Testing Process After ACL Reconstruction. *Sports Medicine*, *49*(7), 1043–1058. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01102-z>
- Cabizosu, A., Marín-Pagan, C., Alcaraz, P. E., & Martínez-Noguera, F. J. (2024). Infrared Thermography Sensor in the Analysis of Acute Metabolic Stress Response during Race Walking Competition. *Biosensors*, *14*(10), 478. <https://doi.org/10.3390/bios14100478>
- Cairns, M., Burdett, R., Pisciotta, J., & Simon, S. (1986). A biomechanical analysis of racewalking gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *18*(4), 446–453. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3747807/>
- Canata, G., D'Hooghe, P., Hunt, K., Kerkhoffs, G., & Longo, U. (Eds.). (2022). Management of Track and Field Injuries. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-60216-1>
- Cazzola, D., Pavei, G., & Preatoni, E. (2016). Can coordination variability identify performance factors and skill level in competitive sport? The case of race walking. *Journal of Sport and Health Science*, *5*(1), 35–43. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2015.11.005>
- Cottin, F., Slawinski, J., Lopes, P., Van, & Billat, V. (2006). Effect of a 24-h continuous walking race on cardiac autonomic control. *European Journal of Applied Physiology*, *99*(3), 245–250. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0341-3>
- Čihák, R. (2011). *Anatomie I. 3rd ed.* Grada. 317-321.
- Damilano, S. (1983). La marcia. *Aleticastudi*.
- Daniels, J. & Daniels, N. (1992). Running economy of elite male and female runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *24* (4) 483-489. <https://doi.org/10.1249/00005768-199204000-00015>

- Deshmukh, N., & Phansopkar, P. (2022). Medial tibial stress syndrome: A review article. *Cureus*, 14(7). <https://doi.org/10.7759/cureus.26641>
- Drake, A., Cox, V., Godfrey, R., & Brooks, S. (2003). Physiological variables related to 20 km race walk performance. *Journal of Sports Sciences*, 269–270. https://www.researchgate.net/publication/295777232_Physiological_variables_related_to_20_km_race_walk_performance
- Duff-Raffaele, M., Kerrigan, D., Corcoran, P., & Saini, M. (1996). The proportional work of lifting the center of mass during walking. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 75(5), 375–379. <https://doi.org/10.1097/00002060-199609000-00014>
- Edouard, P., Dandrieux, P., Iatropoulos, S., Blanco, D., Branco, P., Chapon, J., Mulenga, D., Guex, K., Guilhem, G., Jacobsson, J., Mann, R., McCallion, C., Mosser, C., Morin, J.-B., Prince, C., Ruffault, A., Timpka, T., Alonso, J.-M., Tsukahara, Y., & Navarro, L. (2024). Injuries in Athletics (Track and Field): A Narrative Review Presenting the Current Problem of Injuries. *Deutsche Zeitschrift Für Sportmedizin*, 75(4), 132–141. <https://doi.org/10.5960/dzsm.2024.601>
- Ejraei, N., Çolak, T., & Sarı, Z. (2024). Effects of stabilization exercise on lower limb functions: a scoping review of the literature. *DergiPark* (Istanbul University). <https://doi.org/10.5281/zenodo.13976539>
- Ekstrand, J., Jörgensen, U., Stenport, G., & Ingvarsson, S. (1990). *The connection between competitive walking and osteoarthritis in the knee and hip joints*. 3, 55–60. <https://centrostudilombardia.com/wp-content/uploads/IAFF-Corsa-Marcia/1990-The-connection-between-competitive-walking-and-osteoarthritis-in-the-knee-and-hip-joints.pdf>
- Fenton, R. (1984). Race walking ground reaction forces. In J. Terauds (Ed.), *Proceedings of the I International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 61-70). Del Mar, CA: Research Center for Sports.
- Forman, J., Geertsen, L., & Rogers, M. E. (2014). Effect of deep stripping massage alone or with eccentric resistance on hamstring length and strength. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 18(1), 139–144. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2013.04.005>
- Francis, P., Richman, N., & Patterson, P. (1998). Injuries in the sport of racewalking. *Journal of Athletic Training*, 33(2), 122–129. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16558498/>
- Frank, C., Kobesova, A., & Kolar, P. (2013). Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International journal of sports physical therapy*, 8(1), 62–73. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3578435/>
- Freeman, J., Fox, E., Gear, M., & Hough, A. (2012). Pilates based core stability training in ambulant individuals with multiple sclerosis: protocol for a multi-centre randomised controlled trial. *BMC Neurology* 12, 19. <https://doi.org/10.1186/1471-2377-12-19>

- Galbraith, R., & Lavallee, M. (2009). Medial tibial stress syndrome: conservative treatment options. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 2(3), 127–133. <https://doi.org/10.1007/s12178-009-9055-6>
- Gomez-Ezeiza, J., Granados, C., & Santos-Concejero, J. (2016). Different competition approaches in a world-class 50-km racewalker during an Olympic year. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 56(11), 1423–1427. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26673056/>
- Gomez-Ezeiza, J., Santos-Concejero, J., Torres-Unda, J., Hanley, B., & Tam, N. (2019). Muscle Activation Patterns Correlate With Race Walking Economy in Elite Race Walkers: A Waveform Analysis. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 14(9), 1250–1255. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0851>
- Gravestock, H., Tucker, C., & Hanley, B. (2021). The Role of Upper Body Biomechanics in Elite Racewalkers. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.702743>
- Gulanes, A., Stephen A. Fadare, A., Pepania, J., & Hanima, C. (2024). Preventing Sports Injuries: A Review of Evidence-Based Strategies and Interventions. *Salud, Ciencia Y Tecnología*, 4, 951–951. <https://doi.org/10.56294/saludcyt2024951>
- Guo, C., Fan, Y., Kong, X., & Zhao, C. (2022). The effect of different water immersion strategies on delayed onset muscle soreness and inflammation in elite race walker. *Journal of Men's Health*, 18(3), 064. <https://doi.org/10.31083/j.jomh1803064>
- Guo, S., Liu, P., Feng, B., Xu, Y., & Wang, Y. (2021). Efficacy of kinesiology taping on the management of shin splints: a systematic review. *The Physician and Sportsmedicine*, 50(5), 369–377. <https://doi.org/10.1080/00913847.2021.1949253>
- Hagberg, J., & Coyle, E. (1983). Physiological determinants of endurance performance as studied in competitive racewalkers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 15(4), 287–289. <https://doi.org/10.1249/00005768-198315040-00006>
- Hanley, B. (2014a). Training and injury profiles of international race walkers. *New Studies in Athletics*, 29(4), 17–23. <https://centrostudilombardia.com/wp-content/uploads/IAAF-Generale/2014-Training-and-injury-profiles-of-international-race-walkers.pdf>
- Hanley, B. (2015). Gait alterations During Constant Pace Treadmill racewalking. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(8), 2142-2147. <http://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000875>
- Hanley, B. & Drake, A. (2016). *Effectiveness of popular race walking drills in activating key muscles*. *New Studies in Athletics*, 31 (3/4). pp. 81-88. ISSN 0961-933X

- Hanley, B., & Bissas, A. (2013). Analysis of lower limb internal kinetics and electromyography in elite race walking. *Journal of Sports Sciences*, 31(11), 1222–1232. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.777763>
- Hanley, B., & Mohan, A. (2014b). Changes in gait during Constant Pace treadmill running. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(5), 1219–1225. <http://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182a38796>
- Hermena, S., & Slane, V. (2023). *Ankle Fractures*. StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/books/NBK542324/>
- Hickey, J., Opar, D., Weiss, L., & Heiderscheid, B. (2022). Hamstring Strain Injury Rehabilitation. *Journal of Athletic Training*, 57(2). <https://doi.org/10.4085/1062-6050-0707.20>
- Hilliard, C. (1991). Weight training and conditioning for walkers. *Modern Athlete and Coach*, 29 (2), 36-38.
- Huson, A. (1991). Functional anatomy of the foot. In M. H. Janss (Ed.), *Disorders of the foot and ankle: medical and surgical treatment*, 1, 408-431. Saunders.
- Chambers, H., & Sutherland, D. (2002). A Practical Guide to Gait Analysis. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 10(3), 222–231. <https://doi.org/10.5435/00124635-200205000-00009>
- Chen, P., Wang, L., Zhou, W., & Wang, L. (2024). Efficacy on knee function of Kinesio taping among individuals with anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review. *PLOS ONE*, 19(2), e0299008–e0299008. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0299008>
- Chimenti, R., Neville, C., Houck, J., Cuddeford, T., Carreira, D., & Martin, R. (2024). Achilles Pain, Stiffness, and Muscle Power Deficits: Midportion Achilles Tendinopathy Revision – 2024. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 54(12), CPG1–CPG32. <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2024.0302>
- Chu, S., & Rho, M. (2016). Hamstring injuries in the athlete. *Current Sports Medicine Reports*, 15(3), 184–190. <https://doi.org/10.1249/jsr.0000000000000264>
- Chwała, W., Klimek, A., & Mirek, W. (2014). Changes in Energy Cost and Total External Work of Muscles in Elite Race Walkers Walking at Different Speeds. *Journal of Human Kinetics*, 44(1), 129–136. <https://doi.org/10.2478/hukin-2014-0118>
- Ito, Y., & Yamamoto, K. (2016). The role of joints of lower limb during shock absorbing phase in race walking. *ISBS - Conference Proceedings Archive*. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/6899>

Jelonek, J., Pilis, W., Swiat, M., Michalski, C., & Stec, K. (2017). Quality of sports training and the biological adaptation of athletes to race walking, *Phys Activ Rev*; 5: 212-221. <https://doi.org/10.16926/par.2017.05.26>

Jurlin, K., Babić, V., & Dolenc, A. (2023). Is the racewalking biomechanics significantly influenced by coaching? *Kinesiologia Slovenica*, 29(2), 50–67. <https://doi.org/10.52165/kinsi.29.2.50-67>

Kahanov, L., Eberman, L., Games, K., & Wasik, M. (2015). Diagnosis, treatment, and rehabilitation of stress fractures in the lower extremity in runners. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 6(1), 87. <https://doi.org/10.2147/oajsm.s39512>

Kaplan, E. (1962). Some aspects of functional anatomy of the human knee joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 23, 18–29.

Karásková, R. (2009). Ovlivnění ukazatelů energetické náročnosti chůze omezením variability parametrů chůzového stereotypu při volné chůzi a na běhátku. *Handle.net*. <http://hdl.handle.net/20.500.11956/20997>

Kharb, A., Saini, V., Jain, Y., & Dhiman, S. (2011). A review of gait cycle and its parameters. *IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management*, 13(01), 78-83. Retrieved from https://www.researchgate.net/profile/Surender-Dhiman/publication/268423123_A_review_of_gait_cycle_and_its_parameters/links/582f259108ae138f1c035005/A-review-of-gait-cycle-and-its-parameters.pdf?tg=SEO&tag1=Entail&tag2=Entail

Khmelnyska, Y., Stankevych, L., Zemtsova, I., Tron, R., Krasnova, S., Ephanova, V., Smyrnova, Z., & Khurtyk, D. (2024). Physiological and metabolic effects of using interval training loads by athletes specializing in race walking in different training periods. *Health, Sport, Rehabilitation*, 10(1), 39–51. <https://doi.org/10.58962/hsr.2024.10.1.39-51>

Klimek, A., & Chwała, W. (2007). The evaluation of energy cost of effort and changes of centre of mass (COM) during race walking at starting speed after improving the length of lower extremities. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 9(2), 55–60.

Kolar, P., Kobesova, A., Valouchova, P., & Bitnar, P. (2013). Dynamic Neuromuscular Stabilization. *Elsevier EBooks*, 93–98. <https://doi.org/10.1016/b978-0-7020-4980-4.00008-3>

Kotsifaki, R., Korakakis, V., King, E., Barbosa, O., Maree, D., Pantouveris, M., Bjerregaard, A., Luomajoki, J., Wilhelmsen, J., & Whiteley, R. (2023). Aspetar clinical practice guideline on rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, 57(9), 500-514. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2022-106158>

Kwiecien, S., & McHugh, M. (2021). The Cold truth: the Role of Cryotherapy in the Treatment of Injury and Recovery from Exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 121(8). <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04683-8>

- Lazovic, B., Mazic, S., Suzic-Lazic, J., Djelic, M., Djordjevic-Saranovic, S., Durmic, T., Zikic, D., & Zugic, V. (2015). Respiratory adaptations in different types of sport. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*, *19*(12), 2269–2274. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26166653/>
- Lorimer, A., & Hume, P. (2014). Achilles Tendon Injury Risk Factors Associated with Running. *Sports Medicine*, *44*(10), 1459–1472. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0209-3>
- Macdonald, B., McAleer, S., Kelly, S., Chakraverty, R., Johnston, M., & Pollock, N. (2019). Hamstring rehabilitation in elite track and field athletes: applying the British Athletics Muscle Injury Classification in clinical practice. *British Journal of Sports Medicine*, *53*(23), 1464–1473. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098971>
- Majed, L., Heugas, A., Chamon, M., & Siegler, I. (2012). Learning an energy-demanding and biomechanically constrained motor skill, racewalking: Movement reorganization and contribution of metabolic efficiency and sensory information. *Human Movement Science*, *31*(6), 1598–1614. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.06.004>
- Malliaras, P. (2022). Physiotherapy management of Achilles tendinopathy. *Journal of Physiotherapy*, *68*(4), 221–237. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2022.09.010>
- Mandadzhiev, N. (2025). The contemporary role of lactate in exercise physiology and exercise prescription – a review of the literature. *Folia Medica*, *67*(1). <https://doi.org/10.3897/folmed.67.e144693>
- Manganaro, D., & Alsayouri, K. (2023). Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Ankle Joint. *StatPearls Publishing*. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31424742/>
- Maniar, N., Shield, A., Williams, M., Timmins, R., & Opar, D. (2016). Hamstring strength and flexibility after hamstring strain injury: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(15), 909–920. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095311>
- Marlow, P. (1990). A brief history of race walking. *New Studies in Athletics*, *5*(3), 21–24. <https://centrostudilombardia.com/wp-content/uploads/IAFF-Corsa-Marcia/1990-A-brief-history-of-race-walking.pdf>
- Martínez-Noguera, F., Cabizosu, A., Alcaraz, P., & Marín-Pagán, C. (2024). Effects of pre-exercise glycerol supplementation on dehydration, metabolic, kinematic, and thermographic variables in international race walkers. *Journal of the International Society of Sports Nutrition*, *21*(1). <https://doi.org/10.1080/15502783.2024.2346563>
- McArdle, D., Katch, F., & Katch, V. (1985). *Exercise Physiology Energy, Nutrition, and Human Performance*. Philadelphia: Lea and Febiger.

- Middleton, J., & Kolodin, E. (1992). Plantar Fasciitis—Heel Pain in Athletes. *Journal of Athletic Training*, 27(1), 70. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC1317134/>
- Miller, C., Major, N., & Toth, A. (2003). Pelvic Stress Injuries in the Athlete. *Sports Medicine*, 33(13), 1003–1012. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333130-00005>
- Mora-Rodríguez, R., Ortega, J., & Nassim, H. (2010). In a hot–dry environment racewalking increases the risk of hyperthermia in comparison to when running at a similar velocity. *European Journal of Applied Physiology*, 111(6), 1073–1080. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1733-y>
- Murray, M., Guten, G., Mollinger, L., & Gardner, G. (1983). Kinematic and electromyographic patterns of Olympic race walkers. *The American Journal of Sports Medicine*, 11(2), 68–74. <https://doi.org/10.1177/036354658301100204>
- Ng, K., Jeffers, J., & Beaulé, P. (2019). Hip Joint Capsular Anatomy, Mechanics, and Surgical Management. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 101(23), 2141–2151. <https://doi.org/10.2106/jbjs.19.00346>
- Norberg, J. (2015). *Biomechanical Analysis of Race Walking Compared to Normal Walking and Running Gait* [UKnowledge]. http://uknowledge.uky.edu/khp_etds/20
- Nutche, J. (2005). Rehabilitation and prevention of shin splints: A literature review [Senior research project, Logan College of Chiropractic]. Logan University. <https://www.logan.edu/mm/files/LRC/Senior-Research/2005-Apr-42.pdf>
- Nybo, L., Rasmussen, P., & Sawka, M. (2014). Performance in the Heat-Physiological Factors of Importance for Hyperthermia-Induced Fatigue. *Comprehensive Physiology*, 4(2), 657–689. <https://doi.org/10.1002/cphy.c130012>
- Panse, R., Yeole, U., Pawar, P., & Gawali, B. (2020). Effect of dynamic neuromuscular stabilization therapy vs parachute resistance training on performance level in race walkers: Comparative study. *International Journal of Physiotherapy*, 7(3). <https://doi.org/10.15621/ijphy/2020/v7i3/701>
- Patil, S., Nikam, P., & Shinde, S. (2024). The role of physiotherapy in sports injury management. *African Journal of Biological Sciences*, 6(Special Issue 3), 1582–1604. <https://doi.org/10.48047/AFJBS.6.Si3.2024.1582-1604>
- Pavei, G., Cazzola, D., La Torre, A., & Minetti, A. (2014). The biomechanics of race walking: Literature overview and new insights. *European Journal of Sport Science*, 14(7), 661–670. <https://doi.org/10.1080/17461391.2013.878755>
- Peev, P., & Hristov, O. (2023). Muscle activity of the trunk and upper limbs in race walking. *Trakia Journal of Sciences*, 21(1), 566–570. <https://doi.org/10.15547/tjs.2023.s.01.094>

Penry, J., Wilcox, A., Yun, J. (2011). Validity and reliability analysis of Cooper's 12-minute run and the multistage shuttle run in healthy adults. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 25(3):597-605. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3181cc2423>

Perry, J., & Burnfield, J. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. Slack.

Physiopedia contributors, (2023). Nordic hamstring training. *Physiopedia*. Retrieved from: https://www.physio-pedia.com/index.php?title=Nordic_Hamstring_Training&oldid=339016

Pinoargote Anchundia, P. (2024). Análisis biomecánico de la técnica de la marcha atlética en la longitud de pasos en deportistas. (Tesis de grado). Universidad Nacional de Chimborazo. (Riobamba, Ecuador), 20-22.

Preatoni, E., La Torre, A., & Rodano, R. (2006). A biomechanical comparison between racewalking and normal walking stance phase. *ISBS - Conference Proceedings Archive*. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/256>

Reilly, T., & Secher, N. (1990). Physiology of sports: An overview. In T. Reilly, N. Secher, P. Snell, & C. Williams (Eds.), *Physiology of sports* (pp. 465–485). London: E. & F. N. Spon.

Rudow, M. (1987). *Advanced Race Walking: the serious race walkers guide to competitive success*. Technique Productions.

Ruhling, R., & Hopkins, J. (1990). Race Walking. In: T. Reilly, N.H. Secher, P. Snell, & C. Williams (Eds.). *Physiology of Sport*. (137-151).

Ryan, T., Ronge, M., Walsh, R., & Wahlgren, J. (2007). *Gait Efficiency of Race Walking*. Worcester Polytechnic Institute. <https://digital.wpi.edu/pdfviewer/k930bz74t>

Salvagee, J., Bolwicaski, B., Robertson, G., Whatley, I., & Westerfield, G. (2000). *Racewalking*. In J. L. Rogers (Ed.), *USA track & field coaching manual*. Human Kinetics.

Schiffer, J. (2008). Race walking. *New Studies in Athletics*, 23(4), 7–15. <https://centrostudilombardia.com/wp-content/uploads/IAFF-Corsa-Marcia/2008-Race-walking.pdf>

Schmitt, B., Tim, T., & McHugh, M. (2012). Hamstring injury rehabilitation and prevention of reinjury using lengthened state eccentric training: a new concept. *International journal of sports physical therapy*, 7(3), 333–341. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3362981/>

Schwartz, M., Koop, S., Bourke, J., & Baker, R. (2005). A nondimensional normalization scheme for oxygen utilization data. *Gait & Posture*, 24(1), 14–22. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.06.014>

Silbernagel, K., Hanlon, S., & Sprague, A. (2020). Current Clinical Concepts: Conservative Management of Achilles Tendinopathy. *Journal of Athletic Training*, 55(5), 438–447. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-356-19>

- Smith, L., & Hanley, B. (2013). Comparisons between Swing Phase Characteristics of Race Walkers and Distance Runners. *International Journal of Exercise Science*, 6(4), 269–277. <https://doi.org/10.70252/voda6500>
- Song, Q., Ding, Z., Mao, D., Zhang, C., & Sun, W. (2013). Biomechanics and injury risk factors during race walking. In ISBS-Conference Proceedings Archive. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/5580>
- Sparrow, W. (1983). The efficiency of skilled performance. *Journal of Motor Behavior*, 15, 237–261.
- Sparrow, W., & Newell, K. (1998). Metabolic energy expenditure and the regulation of movement economy. *Psychonomic Bulletin and Review*, 5, 173–196.
- Sugawara, M., Manabe, Y., Yamasawa, F., & Hosokawa, Y. (2022). Athlete Medical Services at the Marathon and Race Walking Events During Tokyo 2020 Olympics. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.872475>
- Suchomel, T., Nimphius, S., Bellon, C., & Stone, M. (2018). The Importance of Muscular Strength: Training Considerations. *Sports Medicine*, 48(4), 765–785. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0862-z>
- Tanaka, K., Matsuura, Y., Kumagai, S., Matsuzaka, A., Hirakoba, K., & Asano, K. (1983). Relationships of anaerobic threshold and onset of blood lactate accumulation with endurance performance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 52(1), 51–56. <https://doi.org/10.1007/bf00429025>
- Vallance, B. (2005). The men's 20km walk. *Modern Athlete and Coach*; 43 (2): 12-17.
- Vařeka, I., Vařeková, R., & Janura, M. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 25(2), 81–86. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/327594975_Kineziologie_chuze
- Verrall, G., Árnason, Á., & Bennell, K. (2009). *Preventing Hamstring Injuries*. 72–90. <https://doi.org/10.1002/9781444303612.ch6>
- von Rickenbach, K., Borgstrom, H., Tenforde, A., Borg-Stein, J., & McInnis, K. (2021). Achilles Tendinopathy: Evaluation, Rehabilitation, and Prevention. *Current Sports Medicine Reports*, 20(6), 327–334. <https://doi.org/10.1249/jsr.0000000000000855>
- Wagoner, C. A. (1989). *Physiological comparison of racewalking and brisk walking at three submaximal speeds in female recreational racewalkers*. ScholarWorks at University of Montana.
- Wall, C., Byrnes, J., Botha, L., & Roe, J. (2023). Acute sport-related knee injuries. *Australian Journal of General Practice*, 52(11), 761–766. <https://doi.org/10.31128/AJGP-04-23-6785>

- Werstine, M. (2015). Physiotherapy following ACL reconstruction protocol. *Fowler Kennedy Sport Medicine*. Retrieved from: <http://fowlerkennedy.com/wp-content/uploads/2015/11/PHYSIOTHERAPY-FOLLOWING-ACL-RECONSTRUCTION-PROTOCOL-November-2015.pdf>
- Whittle, M. (2007). *Gait Analysis*. ScienceDirect. <https://www.sciencedirect.com/book/9780750688833/gait-analysis>
- Wilk, K., Macrina, L., Cain, E., Dugas, J., & Andrews, J. (2012). Recent Advances in the Rehabilitation of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(3), 153–171. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3741>
- Windley, T. C., Werner, S., Maffulli, N., & Taunton, J. (2007). Rehabilitation of lower limb muscle and tendon injuries. *Physical Therapies in Sport and Exercise*, 440.
- Workman, J. & Armstrong, B. (1986). Metabolic cost of walking: equation and model. *Journal of Applied Physiology*. 61(4), 1369-1374.
- World Athletics. (2012). Principles of injury prevention. In *IAAF Medical Manual* (Chapter 7). Retrieved from <https://www.worldathletics.org/>
- World Athletics. (2025). C2.1 – Technical rules. In *Book of rules*. Retrieved from <https://worldathletics.org/about-iaaf/documents/book-of-rules>
- Zhang, X., Fong, D., Zhang, C., Song, S., Wang, Y., Sun, W., & Song, Q. (2022). Racewalking on a treadmill alters gait characteristics without increasing risk of disqualification. *European Journal of Sport Science*, 23(3), 355–362. <https://doi.org/10.1080/17461391.2022.2054362>

ZOZNAM SKRATIEK

ACL	anteriórny skrížený väz
ATFL	lig. talofibulare anterius
CWI	cold-water immersion
CWT	contrast-water therapy
DNS	dynamickoneuromuskulárna stabilizácia
IAAF	World athletics championship
KT	kinesio taping
L	ľavé
LCL	laterálny kolaterálny väz
Lig.	ligament
m.	musculus
MCL	mediálny kolaterálny väz
P	pravé
PCL	posteriórny skrížený väz
VO2	spotreba kyslíku

ZOZNAM OBRÁZKOV

Obrázok 2 Krokový cyklus (Chambers & Sutherland, 2002).....	19
Obrázok 3 Princípy DNS (Panse et al., 2020).....	45