

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

DIPLOMOVÁ PRÁCE

**2010**

**Lenka Pšajdlová**

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



**Dynamická analýza oporové fáze běžeckého kroku  
při různých technikách běhu**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**PaedDr. Vladimír Korbel**

Vypracovala:

**Lenka Pšajdlová**

Praha, září 2010

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně a uvedla v ní veškerou literaturu a ostatní zdroje, které jsem použila.

V Praze, dne

.....

podpis diplomanta

### Evidenční list

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

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

## Poděkování

Děkuji vedoucímu práce PaedDr. Vladimíru Korbelovi za odborné vedení, cenné rady a připomínky, kterými mi pomohl k vypracování diplomové práce. Dále děkuji Mgr. Aleši Tvrzníkovi za umožnění realizace měření a

odborné konzultace k výsledkové části, Mgr. Zuzce Němečkové a Janu Nešporovi za spolupráci při měření.

## **Abstrakt**

**Název:** Dynamická analýza oporové fáze běžeckého kroku při různých technikách běhu

**Cíle:** Cílem práce je provést dynamickou analýzu oporové fáze běžeckého kroku u třech vybraných probandů při různých rychlostech a technikách běhu. Ze získaných dat budeme dále zjišťovat odlišnosti v působení tlaku v oporové fázi běžeckého kroku a délku jejího trvání, a také posuzovat vliv reakce síly podložky na pohybový aparát běžce při dokroku na přední část chodidla a při dokroku na zadní část chodidla.

**Metody:** Při výzkumu byla použita metoda experimentu, tedy pozorování a měření za uměle navozených podmínek. Jednalo se o vícefaktorový experiment, který probíhal v laboratorních podmínkách. Dále jsme aplikovali metodu analýzy v rozboru jednotlivých naměřených údajů a metodu komparace získaných dat jednotlivých probandů.

**Výsledky:** Zjistili jsme, že běh s dokrokem na přední část chodidla je charakteristický větším působením celkových tlaků v přední části chodidla. Také aktivita lýtkových svalů je vyšší. Doba oporové fáze, při udržení stejné rychlosti běhu, je kratší. Se zvětšující se rychlostí rostou i hodnoty prvních dvou veličin. Jsou zde tedy naměřeny větší hodnoty tlaku koncentrované do menší plochy než u běhu s dokrokem na zadní část chodidla. Z toho vyplývá, že technika běhu s dokrokem na přední část chodidla je náročnější na práci lýtkových svalů a Achillovy šlachy a celkově na komplex dolních končetin. Zatížení dolních končetin se přímo úměrně zvyšuje s rychlostí běžce. Na druhé straně je tento způsob běhu rychlejší než běh s dokrokem na zadní část chodidla, ačkoliv tento rozdíl je poněkud menší, než se očekávalo.

**Klíčová slova:** Dokrok, oporová záže, běžecký krok, pronace.

## **Abstract**

**Title:** Dynamic analysis of the support phase of running step at different running techniques

**Objectives:** The aim of the thesis is to make a dynamic analysis of the support phase of running step at the three chosen probands with different speeds and running techniques. The aim is also to find the differences in pressure and duration of the support phase of running step. Further, to assess the influence of the character of ground surface on the musculoskeletal system of the runner during the forefoot landing and heel strike landing.

**Methods:** The experiment was used as a method of research, i.e. the observation and measurement under the artificially created conditions. It was a multi-factor experiment conducted under the laboratory conditions. Furthermore, we applied the method of analysis at processing of particular measured data and the method of comparison at comparing of all probands.

**Results:** We found that forefoot running is characterized by bigger effect of the total pressures in the forefoot. Muscle activity is also higher. Duration of the support phase is shorter at maintaining of the same running speed. The value of first two quantities increases with the increasing speed. Therefore, the higher pressure concentrated in a smaller surface is measured at forefoot running than at heel strike running. Hence, this technique is more demanding for calf muscles and Achilles tendon and generally on the complex of lower extremities. The higher speed represents higher demands for lower extremities. On the other hand, the forefoot running is faster than heel strike running, although this difference is smaller than we expected.

**Keywords:** running step, support phase, foot landing, pronation



## OBSAH

ÚVOD .....	9
TEORETICKÁ ČÁST .....	10
1 Pohyb jako základní projev života .....	10
2 Charakteristika běhu .....	12
2.1 Anatomické aspekty běhu .....	13
2.2 Technika běhu .....	19
2.3 Problematika chůze a běhu .....	30
VÝZKUMNÁ ČÁST .....	32
3 Formulace cílů, úkolů a hypotéz .....	32
3.1 Cíl práce .....	32
3.2 Úkoly práce .....	32
3.3 Hypotézy .....	32
4 Metody a postup řešení .....	33
5 Výsledková část .....	35
5.1 Výsledky pro rychlost běhu 8 km/h .....	35
5.2 Výsledky pro rychlost běhu 12 km/h .....	39
5.3 Výsledky pro rychlost běhu 16 km/h .....	42
5.4 Jiné sledované veličiny .....	45
6 Diskuse .....	47
ZÁVĚR .....	50
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....	52

# ÚVOD

Práce se zabývá porovnáním rozdílů v rozložení a průběhu centra tlaku na chodidle během oporové fáze běžeckého kroku při použití dvou rozdílných technik dokroku (dokrok přes přední část chodidla a přes zadní část chodidla). Součástí výzkumu je i zjišťování rozdílu v trvání oporové fáze při provedení obou technik. Okrajově se práce zaměřuje na velikost aktivity a zapojení lýtkových svalů při oporové fázi běhu.

Jako výchozí teoretický materiál nám poslouží dostupná odborná literatura a internetové zdroje, zabývající se používáním obou již zmíněných technik. K vypracování závěrečné části diplomové práce využijeme laboratorně naměřené výsledky zkoumaných prvků. Ty byly zpracovány nejmodernější dostupnou technikou v laboratořích firmy Casri.

Při porovnávání nás zajímá i zdravotně preventivní hledisko obou technik a jejich vhodnost pro rozdílně orientované skupiny běžců.

Téma této diplomové práce jsem si zvolila vzhledem k mému sportovnímu životnímu stylu, který se vyznačuje setkáváním s dalšími sportujícími lidmi, kteří při běhu často volí nevhodnou techniku dokroku vzhledem ke své výkonnosti. Přínosem práce by měla být lepší orientace v otázce správné techniky dokroku, porozumění této problematice a její nezlehčování. Cílem práce je také poskytnout ucelené informace o problematice dokroku, které v české literatuře do této doby chybí.

Běhat umí každý. Jedná se o přirozený pohyb. Běh a jeho technika je člověku vlastně vrozená. (Wöllzenmüller, 2006). Z hlediska historického je člověk běžcem již od pravěku. Pravěcí lidé běhali bosí a mnozí odborníci tento styl dodnes považují za přirozenější a jako jeho přednost uvádějí schopnost snižovat pravděpodobnost zranění při zvyšující se rychlosti běhu.

Dnes se běhání stalo velice rozšířeným koníčkem. Neběhají jen výkonnostní atleti, ale jen tak pro radost a zvýšení kondice i mnoho lidí z široké veřejnosti. Běh se pro ně stává životním stylem. Kervitcer a Bláha píše ve své knize, že běh uspokojuje základní životně důležitou potřebu – potřebu pohybu. Mnohým toto hobby zůstane na dlouhá léta. Zde je tedy více než vhodné zařadit citát od Hermana K. Hellersteina publikovaný v knize E. Dostála: „**Nevíme, zda běh přidává roky životu. Víme však, že přidává život rokům.**“

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 Pohyb jako základní projev života

Pohyb člověka se liší od pohybu neživých hmotných objektů jednak tím, že má vlastní vnitřní zdroj síly a jednak tím, že je řízen za účelem dosažení konkrétního zamýšleného cíle. Charakteristickým rysem lidského pohybu je rytmické střídání pohybových fází, např. flexe – extenze apod. Pravidelný rytmus pohybu o určité harmonické frekvenci je provázen emotivním zážitkem a ovlivňuje psychiku jedince a tím i pohybové chování osobnosti. Často jsou emoce sdíleny i skupinou jednotlivců.

Aktivní pohyb je základním projevem života, probíhá podle fyzikálních zákonů a je účelově řízen nervovou soustavou reagující na podněty z vnitřního i vnějšího prostředí. Účel pohybu je ovlivňován nejen potřebami organismu pro udržení jeho integrity, ale i psychickými funkcemi a slouží k zásahům do vnějšího i vnitřního prostředí ve smyslu konstruktivním, ale i destruktivním, vedoucím dokonce až k autodestrukci sama sebe motivované psychicky.

Souhrnný průběh pohybové činnosti živého objektu tvoří jeho pohybové chování. To obsahuje informace o aktivitě CNS a o reakcích pohybové soustavy jak za normálních podmínek, tak i za podmínek patologických, jejichž důsledkem vzniklo trauma nebo nemoc. Opakované pohybové chování se postupně vtiskuje do konfigurace jednotlivých tělesných segmentů, a tedy i do celkového výrazu postavy, držení těla i do výrazu obličeje a ovlivňuje i strukturu organismu. Účelově řízený lidský pohyb je pohybem tvůrčím, ideomotorickým, řízeným intelektem. Pohybové chování ovlivňuje podněty jak z vnějšího, tak i z vnitřního prostředí (Véle, 2006).

Nejvíce zdraví prospěšná je střední pohybová zátěž. Při nedostatku pohybu či naopak při přetěžování se vyskytuje mnoho problémů ovlivňujících psychickou i fyzickou stránku člověka. Pohybová aktivita souvisí přímo s činností CNS a tím také s psychikou a stavem mysli.

Posturální a lokomoční motorika zajišťuje pohyb tak, aby byl bezpečný, aby kloubní plochy byly zatěžovány při pohybu rovnoměrně po celé ploše a nedocházelo k přetížení a následně k předčasnému opotřebení; zároveň zabezpečuje i stabilitu polohy segmentů v klidu i v pohybu a v potřebném rozsahu. Protože používá k zabezpečení polohy i silných svalů, označuje se jako hrubá motorika (Véle, 2006).

Lokomoční pohyb uskutečňují sice končetiny, ale podílí se na něm značně i osový orgán, a tvoří tak spolu systém hrubé motoriky. Posturální systém udržuje zaujatou polohu těla a brání její změně, přesto hlavní práci potřebnou pro přesun v prostoru vykonávají svaly končetin (Vařeka, Vařeková, 2009). Lokomoční systém prosazuje naopak změnu polohy těla proti jejímu udržování. Tyto dva systémy vzájemně partnersky spolupracují. Obě funkce probíhají v pohybové soustavě zároveň ve vyvážené spolupráci a zcela automaticky. Lokomoční systém tlumí posturální funkci a tím usnadňuje pohyb. Posturální systém pohyb přibrzdí, umožní zastavení a stabilizuje konečnou polohu. Během pohybu není posturální funkce zcela potlačena; její přetrvávající mírná brzdící aktivita působí jako omezující a stabilizující negativní zpětná vazba, která zlepšuje koordinaci pohybu a zajišťuje jeho plynulý průběh (Véle, 2006).

## 2 Charakteristika běhu

Běh je cyklický pohyb, jehož základním pohybovým cyklem je běžecký krok. Střídá se v něm oporová a letová fáze. Na dráhu a rychlost těžiště těla můžeme působit pouze v oporové fázi, v letové fázi se běžcovo tělo pohybuje setrvačností (Dostál, 1985).

U většiny zvířat a také u předškolních dětí je běh přirozenější pohybovou aktivitou než chůze. Jedná se o zkříženou bipedální lokomoci, při níž hlavní pohyb zabezpečují dolní končetiny, pohyb paží je synkinézou.

Při běhu se tedy střídají dvě fáze: jednooporová a bezoporová (letová). U netrénovaných osob mají obě fáze téměř stejnou dobu trvání (asi 125 ms a 120 ms). Fáze oporová se dále člení na fázi dokrokovou (pasivní, brzdívou) a fázi odrazovou.

Délka běžeckého kroku je přímo závislá na délce dolní končetiny. U pěti až šestiletých dětí je běžecký krok dlouhý asi 80 cm, u dospělých běžců, závodníků na dlouhých tratích 170-200 cm (u žen asi o 13 cm kratší). S rychlostí běhu se délka kroku prodlužuje, frekvence narůstá jen mírně.

Podobně jako chůze prochází i běh výrazným vývojem v ontogenezi. U dítěte se běh vyvine z rychlé chůze obvykle koncem druhého roku, vyzrálá forma běhu se objevuje až kolem sedmého roku. V dospělosti je způsob běhu interindividuálně dosti rozdílný. S věkem běžecké aktivity silně ubývá, běh se uplatňuje spíše ve sportovních aktivitách, nikoliv v běžné každodenní aktivitě (Měkota, Cuberek, 2007).

V sedmdesátých a osmdesátých letech minulého století se z Austrálie do USA, Kanady a odtud do celého světa rozšířilo hnutí „běh pro zdraví“, resp. „pro život“ – „run for your life“. Preferuje se jogging, déletrvajícím souvislým klusu podobným běh „konverzačním tempem“, tj. bez dechových potíží s možností plynulé konverzace se spoluběžcem (Dostál, 1974).

Energetická náročnost běhu je obecně mnohem vyšší než u chůze. Intenzita zatížení při joggingu s rychlostí běhu narůstá, takže při běhu rychlostí 16 km/hod už spotřeba kyslíku převyšuje klidovou spotřebu více než 16násobně (Měkota, Cuberek, 2007).

## 2.1 Anatomické aspekty běhu

Běh je sérií anatomických rotací, které umožňují tělu pohyb. Je to tzv. kinetický řetězec kostí, které zvládají účinky sil při dokroku a při odrazu a ovlivňují tělo od páteře po chodidlo. Jedná se o tyto kosti a skupiny kostí (směrem shora dolů u stojícího člověka): bederní páteř, pánev, stehenní kost, holenní kost, lýtková kost, patní a hlezenní kost, loďkovitá a krychlová kost, kosti klínovité, nártní kosti a články prstů (Martin, Coe, 1997). Každou z těchto kostnatých částí dolní končetiny spojují klouby. Hlavními klouby jsou kyčelní, kolenní a hlezenní. Z hlediska energetické ekonomiky je žádoucí co nejvíce redukovat přeměny energie. Důležitým faktorem je omezení změn výšky těžiště – to je možné rotací pánve ve třech rovinách a koordinovanými pohyby v kloubech kyčelních a kolenních. Pokud je některý z těchto pohybů znesnadněn či znemožněn, např. nemocí či úrazem, vede to ke zvýšení energetické náročnosti a také k přetěžování ostatních kloubů, ve kterých je kompenzačně pohyb naopak zvýšen (Vařeka, Vařeková, 2009).

Komplexita struktury dolní končetiny a její mechanika by měly být oceňovány hlavně při běhu. Svaly, šlachy, vazy, kosti a klouby pracují dohromady na rozložení a usměrnění rotačních, úhlových a tlakových sil, které nastávají během běžecského kroku. Svaly jsou zvláště důležité, protože jsou iniciátorem pohybu, stabilizují kosti a tlumí pohybové síly, které jsou výsledkem náhlého nárazu celé váhy lidského těla na zem. Svalová únava omezuje tyto ochranné funkce, zvyšuje riziko zranění i jiných tkání v pohybovém řetězci (Wessinghage, 1999).

Svaly dolních končetin pracují v oporové fázi v uzavřeném řetězci a vykonávají v tomto případě hlavní práci. Síla svalů jako vnitřní síla systému není v zásadě schopna sama vyvolat pohyb segmentového systému v prostoru, je pouze schopna změnit vzájemné postavení segmentů. Pohyb systému v prostoru, změnu jeho polohy, jsou schopny vyvolat pouze vnější síly. K nim patří i reakční síla podložky, která vzniká jako reakce na sílu svalů působících v uzavřeném řetězci segmentů sevřených mezi podložkou a těžištěm. Vlastní síla svalů tedy vyvolává lokomoční pohyb prostřednictvím reakční síly okolí. Ve fázi švihové svaly pracují podobně jako svaly trupu a horních končetin v otevřeném řetězci a jejich příspěvek spočívá opět pouze v udělení zrychlení volným segmentům. Tím sice nepřispívají k udělení momentu hybnosti společnému těžišti těla, ale ovlivňují např. frekvenci kroků, podílejí se významně na rovnovážných reakcích atd. Svalové skupiny vykonávající skutečnou

lokomoční práci v uzavřeném řetězci při oporové fázi krokového cyklu jsou především plantární flexory v hlezenním kloubu (Vařeka, Vařeková, 2009).

Osový orgán tvořený hlavou, páteří a pánví je pomyslnou osou postavy. Jeho segmenty formují linii určující vzhled jedince projevující se staticky držením těla a dynamicky pohybovým chováním. Linie postavy je obrazem i projevem osobnosti. Tvoří-li jednotlivé segmenty osového orgánu harmonický celek vyjádřený estetickým tvarem tělesné konstrukce, je i pohyb vyrovnaný a hospodárný a nedochází k předčasné únavě, ani ke zvýšenému opotřebením struktury. Tělo má tři osy rotace: frontální, sagitální a transversální. Informace ze svalů, šlach a kloubů osového orgánu mají zpětnovazební povahu a jsou podkladem pro řízení jak stabilizace polohy, tak i korekce pohybu.

Dolní končetiny zajišťují lokomoci, posturální aktivitu a oporu pohybové soustavy při přijímání nebo udílení kinetické energie.

Pánev jako konečný segment osového orgánu tvoří spoj mezi páteří a dolními končetinami, a proto má podobný vztah ke kyčelnímu kloubu jako lopatka k ramennímu kloubu. Pánev tvoří po funkční stránce převodník zátěže mezi osovým orgánem a dolními končetinami. Je to orgán zajišťující pevnou a stabilní, ale mírně pružící bázi pro flexibilní páteř; zároveň je mezičlánkem ve spojení páteře s dolními končetinami (Véle, 2006).

Pohyb dolních končetin lze rozdělit do tří oblastí podle hlavních kloubů: oblast kyčle, kolena a nohy. Při pohybech v kyčelním kloubu je nutné počítat i s aktivitou vzdálených svalů trupových a končetinových, protože jsou propojeny velkými fasciemi a tvoří mechanicky i funkčně propojené celky. Svaly pletence pánevního i svaly stehenní jsou svázány se svalstvem trupovým. Tato mechanická vazba je technickým prostředkem svalových řetězců, jejichž činnost je softwarově řízena nervovou soustavou. Role jednotlivých svalů bývá často individuálně odlišná. Pohybová koordinace zde hraje velmi důležitou roli a její porucha může mít větší vliv na zhoršení celkové funkce než jenom oslabení svalové síly některého svalu, které může být i dobře vykompenzováno aktivitou jiných svalů, takže funkce nemusí být vcelku příliš porušena (Véle, 2006).

Vzhledem ke skutečnosti, že člověk kráčí a běhá po dvou dolních končetinách se vzpřímeným trupem, může svaly trupu a horních končetin využít pro lokomoci pouze omezeně. Segmenty trupu a horních končetin se pohybují pouze v otevřeném řetězci a k lokomoci přispívají pouze svojí setrvačností, bez kontaktu s okolím ale nemohou svojí

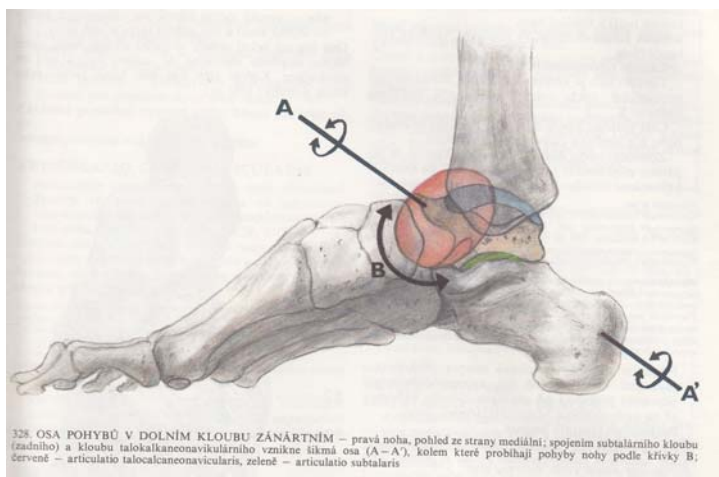
prací udělit celému segmentovému systému těla kinetickou energii nutnou ke změně polohy v prostoru. Mohou pouze udělit akceleraci jednotlivým segmentům. Podle zákona akce a reakce je však z hlediska celku hybný moment udělený určitému segmentu v jednom směru zrušen hybným momentem ostatních segmentů ve směru opačném (Vařeka, Vařeková, 2009).

Kolenní kloub umožňuje přizpůsobovat délku končetiny potřebám lokomoce, měnit vzdálenost trupu od terénu, po kterém se pohybujeme. Funkce svalů a jejich uspořádání kolem kolena je podstatně jednodušší než kolem kyčelního kloubu, i když sám kolenní kloub je funkčně složitější než kloub kyčelní (Véle, 2006).

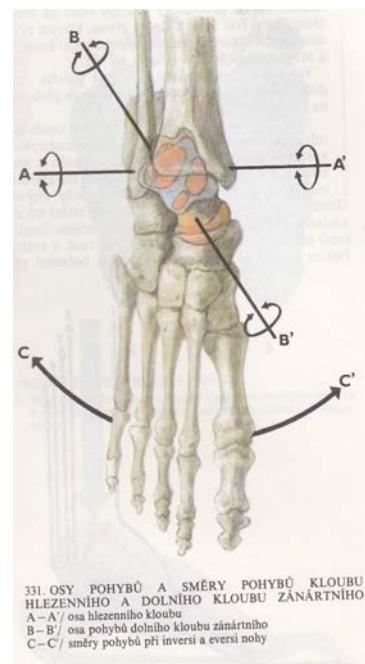
Noha jako anatomický termín označuje část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Při rozdělení nohy pomocí dvou linií je noha tvořena třemi oddíly. Zadní oddíl (zánoží) je tvořen dvěma velkými tarzálními kostmi (kost hlezenní a kost patní). Střední oddíl (středonoží) se skládá z pěti malých tarzálních kostí (kost krychlová, loďkovitá a tři klínové kosti). Přední oddíl (předonoží) zahrnuje kosti nártní a články prstů (Vařeka, Vařeková, 2009).

Pohyby v dolním kloubu zánártním jsou kombinované, založené na vzájemné vazbě složek kloubu. Základní postavení těchto kloubů se zaujímá při stoji. Pohyby v hlezenním kloubu jsou plantární flexe (30-35°) a dorzální flexe (20-25°), celkový rozsah flexe a extenze je tedy 50-60°, ale rozsah pohybu je zvětšen o pohyby dalších kloubů v zánártí (Čihák, 1987). Všechny tyto pohyby jsou velice důležité, protože jsou využity při oporové fázi běhu.

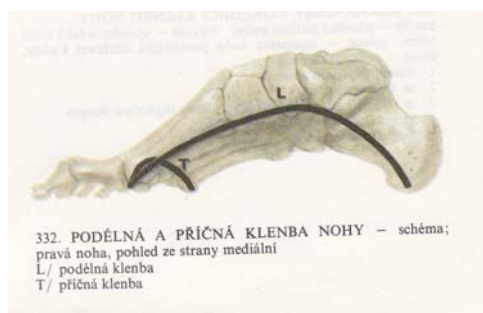




Obr. 1 Osa pohybu v dolním kloubu zánártním (Čihák, 1987).



Obr. 2 Osy a směry pohybů kloubů hlezenního a dolního zánártního (Čihák, 1987).

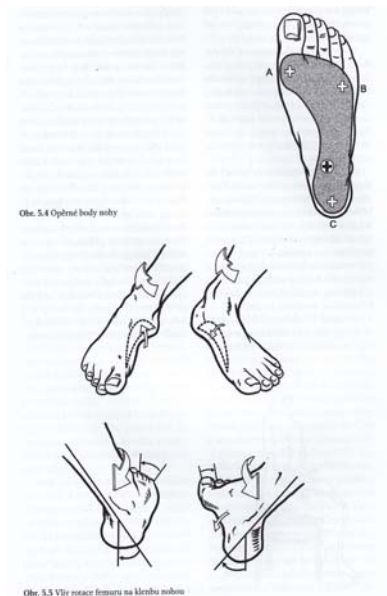


Obr. 3 Podélná a příčná klenba nohy (Čihák, 1987).

Vestojí kolísá rozložení celkové zátěže chodidla v závislosti na vnitřních faktorech: na tvaru nožní klenby, směru osy těla vůči směru gravitace, průmětu těžiště do oporové plochy, postavení hlavice femuru v jamce kyčelního kloubu a na postavení a konfiguraci osového orgánu. Vestojí závisí postavení hlavice femuru na činnosti svalů fixujících postavení hlavice v jamce kyčelního kloubu. Kapandji popisuje vliv rotace femuru na nožní klenbu. Zevní rotací femuru se noha supinuje a tím se nožní klenba zvyšuje. Vnitřní rotací femuru se noha pronuje a tím se nožní klenba snižuje. Rozložení zátěže závisí i na zevních faktorech: na sklonu oporové plochy, na jejím profilu a dočasných vlastnostech podložky i obuvi. Kolísání zátěže chodidel lze snímat přístroji zapisujícími průběh zatížení jednotlivých úseků planty při stání na tlakových deskách.

Při pohybech trupu nebo končetin se distribuce zátěže chodidla výrazně mění. Informace o těchto změnách se přenášejí do CNS a jsou podstatné pro řízení stabilizace polohy těla. Zátěž chodidel ve stoji se pokládá teoreticky za téměř symetrickou. Při „symetrickém“ stoji na dvou vahách však zjistíme pravidelně stranový rozdíl kolísající mezi 5–15 % celkové hmotnosti (Véle, 2006).

Anatomická stavba nohy je určena dvěma podélnými a příčnými klenbami. Na plosce je rozložena zátěž asymetricky na třech opěrných bodech: na přednoží, na hlavičkách metatarzů palce a malíku a v zadní části nohy na patě. Velikost zátěže opěrných bodů se promítá do struktury skeletu tří uvedených bodů, podepírajících nestejněměrně nožní klenbu skládající se ze tří oblouků: téměř ploché laterální klenby, nízké příčné a vyšší podélné nožní klenby (Véle, 2006).



Obr. 4 Opěrné body nohy a vliv rotace femuru na klenbu nohy (Véle, 2006).

Tvar nožní klenby se mění podle rozdělení zátěže planty v závislosti na tom, zda se noha opírá o zem vestoje, nebo se odvíjí při chůzi či je ve švihové fázi kroku. Vestoje se podélná nožní klenba činností svalů zvyšuje a vzdálenost pata – metatarz palce se zkracuje proti stavu bez zátěže vleže. Z toho vyplývá, že nožní klenba je udržována ve stoji aktivní činností posturálních svalů.

Tvar nožní klenby je ovlivněn nejen tvarem kostí nohy, ale i aktivitou svalů, zejména m. peroneus Lotus, m. tikalis posteriori, m. adduktor hallucis brevis.

Noha zprostředkuje styk těla s terénem, po kterém se pohybujeme. Je přizpůsobena pro lokomoci vestoje a je schopna „uchopovat“ aktivně terénní nerovnosti, a tak zajišťovat potřebnou oporu pro lokomoci po nerovném terénu. Tím, že noha slouží k zajištění stabilního stoje i k bipedální lokomoci, stala se více orgánem podpůrným než uchopovacím. Její kostní struktura je komplikovaná. Skládá se z 26 kostí. Kostra tvoří dvě klenby (příčnou a podélnou) a vedle toho se připomíná ještě i nepatrná klenba laterálního okraje nohy, takže se noha opírá o zem v podobě trojnožky.

Vytváří oporu nejen ve stoji, ale i při lokomoci zejména v době periody stoje na jedné noze. Noha tlumí i mechanické nárazy, které při lokomoci vznikají a přenášejí se mechanicky na vyšší segmenty, kde jsou dále tlumeny pružnou páteří. Při kontaktu nohy s podložkou při chůzi je brzděn pád přední části nohy aktivitou mm. peronei tak, aby chodidlo dopadlo na zadní část, nikoli na přední část. Při odvíjení nohy se zátěž přesouvá přes zevní okraj nohy a po příčné klenbě až na metatarz palce, kde odvinutí nohy končí, a začíná její švihová fáze spojená s mírnou trojflexí, která se při přenesení váhy na opornou končetinu změní na extenzi v koleni a v kyčli. Vnitřní svaly nohy se aktivují při adaptaci na terén, jehož nerovnosti vnímají. Tyto drobné svaly nastavují profil nohy při iniciaci vzpřímeného držení. Nošení bot má zabránit poranění planty, ale brání adaptační funkci nohy, protože bota funguje spíše jako dlaho. Vnější svaly nohy slouží k udržování stabilní polohy ve vzpřímeném stoji, který je provázen trvale nepatrným kolísáním mezi supinací, pronací, flexí a extenzí nohy. Tyto svaly mají vliv i na udržení nožní klenby vestoje, která je ovlivňována i polohou hlavičky femuru v kyčelním kloubu. Slouží k odvíjení chodidla při chůzi. Stabilita opory je udržována i při jednotlivých fázích lokomoce (oporová fáze kroku). Na tvar nožní klenby mají vliv nejen svaly, ale i vazivový aparát s kloubními pouzdry, který zpevňuje nožní klenbu. Její dynamickou adaptaci zajišťují smyčky dlouhých lýtkových svalů, které fungují jako třmen, podporující klenbu při zátěži.

Tato anatomická výstavba chodidla ovlivňuje útlum tvrdého našlápnutí země, které se při chůzi či běhu utlumeně přenáší na hlezenní, kolenní a kyčelní kloub, stejně tak i na páteř (Véle, 2006).

## 2.2 Technika běhu

Každé lidské tělo je jedinečný biomechanický systém funkcí. Každý běžec a každá běžkyně by se měli pokusit svůj vlastní běžecký styl pod tímto aspektem zlepšit a měli by se orientovat podle uvedených pravidel. Důležité je najít správné střídání uvolnění a napětí. Krok by měl být plynulý a ne příliš dlouhý, svaly na bocích uvolněné, záda by neměla být v křeči, horní část těla lehce nakloněná dopředu. Ramenní pletenec je uvolněný, ruce mírně kmitají, přičemž v loketním kloubu by měl být dodržen pravý úhel. Dlaně jsou středně rozevřené, nikdy ne srolované v pěst. Hlava vzpřímená, oči se dívají rovně (Wessinghage, 1999).

Ideální technika běhu je ta, kdy se člověk cítí uvolněně a přirozeně. V dnešní moderní době, kdy lidé místo svých nohou využívají k pohybu jiné dopravní prostředky, je třeba se vhodné technice běhu znovu učit. Ideální technika běhu by měla být podřízena biomechanickým zákonům. Naopak chybná technika může způsobit i zdravotní potíže a snížení výkonu.

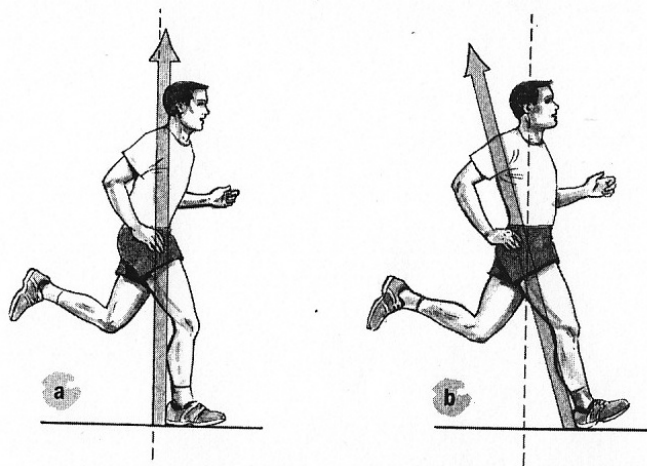
V žádném případě neexistuje pouze jedna správná technika běhu a dokroku. Při jejich nácviku by nemělo docházet ke kopírování techniky např. špičkových běžců. Každý potřebuje individuální přístup. Záleží na ambicích, cílech, zkušenostech a kondici (Tvrzník, 2008). Bez správné techniky se neobejde žádný běžec.

Běžecká technika jsou tedy všeobecně uznávaná pravidla správného běhu. „Na druhé straně zde máme ještě pojem běžecký styl, což je individuální způsob běhu každého člověka. Hrají zde roli tělesné rozměry, pohybové nadání, svalová síla a další osobní vlastnosti (Wöllzenmüller, 2006).

Při rozboru popisu techniky rozlišujeme v pohybovém cyklu čtyři fáze: odraz, let, dokrok a moment vertikály. Odrazová fáze vzniká po přechodu vertikály. Z hlediska mechaniky je odraz nejdůležitější fází běhu, protože je hnací silou běžeckého pohybu. Fáze letu začíná v okamžiku, kdy odrazová noha opustila zem. Z hlediska mechaniky je výsledkem odrazu, tělo se pohybuje vpřed setrvačností. Fáze dokroku začíná dotykem švihové nohy země a trvá až do momentu vertikály. Vlivem rozkladu sil v okamžiku dokroku dochází ke ztrátě rychlosti běhu. Při dodržení správné techniky je však zbrzdění minimální (Kervitcer, Bláha, 1981). Při běhu na střední tratě tvoří trvání oporové fáze 30 % celkového času cyklu na rozdíl od chůze, kde kontakt se zemí tvoří cca 65 % (Martin, Coe, 1997). Tento rozdíl je způsoben tím, že u běhu odpadá dvojnásobná opora končetin.

Technika a způsob běhu se liší s ohledem na výkonnost běžce. Výkonnostní atleti by měli především provádět dokrok aktivním zahrábnutím přes vnější přední část chodidla, klást chodidla rovnoběžně. Dále by mělo dojít k dvojité práci kotníků a dostatečnému "zvedání" kolen a k "dokončování" odrazu (nápon odrazové nohy). Ramena by neměla provádět rotaci a těžiště by při dokroku nemělo výrazně klesat. U sprintu by měla být zřejmá švihová práce paží. Obličejové svaly mají být uvolněné (Vindušková, Kaplan, Metelková, 1998).

Rekreační běžci by se hlavně měli zaměřit na správné držení těla. Příliš nezaklánět hlavu a předejít tak bedernímu prohnutí páteře. Paže by se neměly dostat přes osu běhu. Vpředu se nedostávají na úroveň obličeje, vzadu pak jen těsně za trup. Dobré je najít vhodný poměr mezi frekvencí a délkou kroku. Ten se mění i v závislosti na charakteru terénu. Délka a frekvence kroku pochopitelně závisí i na tělesné konstituci, na délce dolních končetin. Obecně se pohybuje mezi 1,5 a 2,5 metru (Tvrzník, Soumar, 2004).



Obr. 5 Základní držení těla při běhu: a správně, b chybně (Tvrzník, Soumar, 1999).

Dýchání v průběhu běhání by mělo probíhat nevědomě a nenásilně. Rytmus dechu se odehrává nejčastěji sám od sebe. Začátečník se může řídit podle schématu počítání, díky kterému zamezí, aby běžel příliš rychle. Když na čtyři kroky následuje nádech a na další čtyři kroky zase výdech (tzn. osm kroků v jednom cyklu dechu), není tempo příliš vysoké a běh je zdravotně odpovídající, a tedy i cenný. Ideálně by měl běžec dýchat ústy i nosem, aby docházelo k co největším a hlubokým nádechům, a mohl tak přijmout velké množství vzduchu (Wessinghage, 1999).

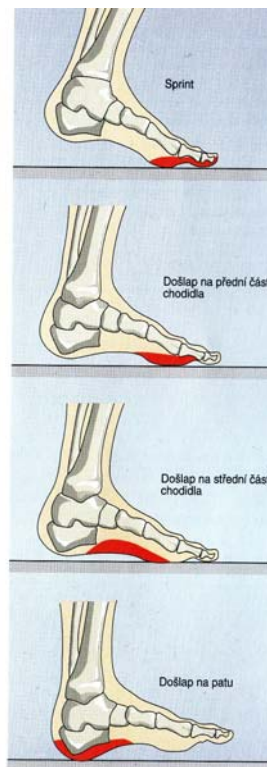
Na téma dokroku v oporové fázi běhu, jenž je hlavním tématem této diplomové práce, existuje mnoho názorů a úhlů pohledu. V některých bodech se odborníci v podstatě shodují, v jiných se zásadně rozcházejí.

Dokrok chodidla je velice důležitý okamžik při běhu. Běžci by se měli snažit pokládat chodidla rovnoběžně s osou běhu a na šíři pánve. Špičky by neměly směřovat ven ani dovnitř. Pro kontrolu těchto pravidel se doporučuje běh na měkkém povrchu, kde je možné zpětně zhlédnout vlastní stopy. Dále se v mnoha publikacích uvádí, že dokrok by měl být prováděn nejdříve na vnější část chodidla (mírná supinace), teprve později dochází k přetočení dovnitř. V opačném případě, tedy při pronaci, může být negativním důsledkem přetěžování nožní klenby i vnitřních menisků kolene.

Která část chodidla by se měla dotknout povrchu jako první, záleží na mnoha okolnostech. Při dokroku přes zadní část chodidla dopadá noha vnější stranou paty na zem, pak se lehce vyklání směrem dovnitř, dokud se podkladu nedotkne celou plochou, a pak se její pohyb dokončí přes bříško palce a současně se noha znovu odráží.

Při dokroku přes přední část chodidla je dopad realizován v oblasti bříška palce. Následuje krátké převalení přes přední část nohy až k patě a odraz pomocí bříška palce.

Při běhu s dokrokem na celou nohu dopadá chodidlo takřka současně na podložku. Pod nepřilíš strmým úhlem se noha krátce odvine přes patu a pohyb pokračuje stejným způsobem jako při dopadu na přední část chodidla (Steffny, Pramen, 2003).



Obr. 6 Dokrok na různé části chodidla (Wöllzenmüller, 2006)

Při volbě techniky dokroku velmi záleží na rychlosti běhu. Wöllzenmüller uvádí, že čím větší je rychlost běhu, tím více vpředu chodidlo došlapuje. Čím je totiž rychlost běhu větší, tím méně času zbývá na přehoupnutí chodidla ze zadní části na přední část chodidla. „A do třetice čím delší je trať, tím úspornější by měla být technika běhu.“ (Kervitcer, Bláha, 1981).

Na rychlost běhu má velký vliv poměr mezi frekvencí a délkou kroku. „Velikost těchto složek je závislá na tělesné stavbě běžce, na vrozené úrovni motoriky, stavu trénovanosti a na délce tratě, která určuje charakter běhu. Úhel odrazu je totiž při běhu přímo úměrný jeho rychlosti, tzn., že čím je běh rychlejší, tím je ostřejší úhel odrazu.“ (Kolektiv autorů, 2003).

Zahájení oporové fáze, tedy dokrok, je velmi důležité také pro ekonomiku běhu. Neekonomické umístění odrazové nohy při dokroku může způsobit ztráty horizontální rychlosti zvýšením energetických nároků na odrazovou fázi kroku (Kučera, Truksa, 2000).

Pokud noha dokračuje daleko před těžiště, znamená to, že první kontakt se zemí má zadní část chodidla. To vytváří brzdící síly a ztráty dopředné rychlosti. Neboli čím déle se zadní část chodidla nachází na zemi, tím déle trvá oporová fáze a tím nižší je účinnost odrazu, zmenšuje se rychlost a zkracuje se letová fáze (Kolektiv autorů, 2007).

Dokrok chodidla by měl být prováděn blízko těžišti těla. Horizontální rychlost je pak rovna nule a energie svalového systému je více využita k následnému odrazu. To se týká hlavně běžců, kteří běhají výkonnostně, především atletů. V atletice nenajdeme mnoho příkladů dokroku přes zadní část chodidla, pokud se nejedná o začátečníka. V tomto případě se zpravidla vždy začíná co možná nejdříve s přeučováním na techniku dokroku na přední část chodidla.

V dokrokové fázi působí reakce opory proti směru pohybu a účelem efektivní techniky je tuto brzdící sílu redukovat na nejmenší možnou míru. V odrazové fázi působí reakce opory ve směru pohybu a smyslem racionální techniky je této hnací síly co nejvíce využít. Běžec došlapuje v blízkosti průmětu svislé těžnice těla, tím se zkracuje trvání dokrokové fáze a pánev se rychle dostává nad chodidlo oporové nohy. Zadní část chodidla se nedotkne podložky vůbec nebo jen velice krátce (Dostál, 1985).

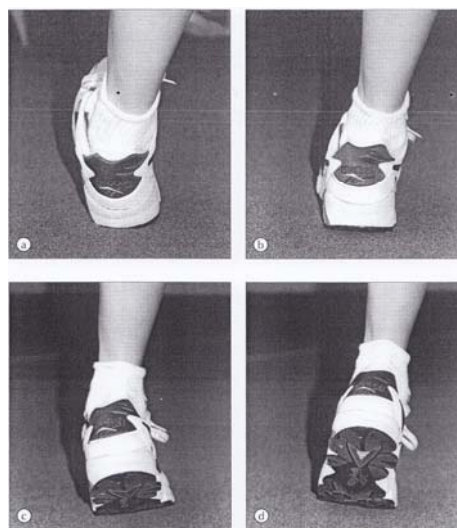
V atletickém běhu se rozlišují dva základní způsoby běhu – šlapavý a švihový způsob (Jeřábek, 2008). Prvního z nich se využívá k tomu, aby běžec získal rychlost z klidu, nebo z pohybu. Tomuto jevu se říká akcelerace. Druhý způsob běhu má za úkol udržet stávající rychlost. Dokrok je prováděn na přední část chodidla a ještě zde dochází

k tzv. dvojité práci kotníku, což je pohyb, kdy se po již zmíněném dokroku celé chodidlo zhoupne, dochází k dotyku se zemí, dále se odvíjí přes přední část chodidla a zapojují se všechny prsty. Tento způsob běhu je typický i pro špičkové lehkonožé vytrvalce dnešní doby, i když ve starších publikacích se uvádí, že při dlouhých tratích běžec došlapuje na téměř celé chodidlo nebo i mírně na patu. Tato skutečnost je dána tím, že při rychlém běhu běžci nezbývá čas na dlouhotrvající došlap přes patu.

Při sprintu se pohyb mírně odlišuje tím, že těsně před dokrokem by zadní část chodidla měla být nejbližší částí chodidla k zemi, ale nesmí se jí dotknout jako první (Kolektiv autorů, 2007). Provádění techniky dokroku na přední část chodidla je především otázkou síly.

Dokrok přes zadní část chodidla nebo na celé chodidlo se dá využít při menších rychlostech, zpravidla u běžců amatérů. Téměř ve všech materiálech pro ně určených je jim to také doporučováno. Autoři sportovních příruček upozorňují na to, že tvrdý dokrok vysloveně přes zadní část chodidla je chybou. Nejvýhodnější by měl být dokrok mírně přes zadní část chodidla s jednoduchým kolébkovitým převalením chodidla od zadní části k přední (Dostál, 1981).

Jak je zřejmé z obrázku č. 7, tak při zahájení kontaktu se zemí je chodidlo v supinaci. Při dalším průběhu oporové fáze umožňuje pronace absorbovat síly nárazu. Při přechodu k odrazu ve střední části chodidla dochází k resupinaci a chodidlo se stává tuhou pákou. Těsně před odrazem přes palec je chodidlo opět v pronaci (Martin, Coe, 1997).



Obr. 7 Dokrok přes vnější zadní část chodidla (Martin, Coe, 1997).



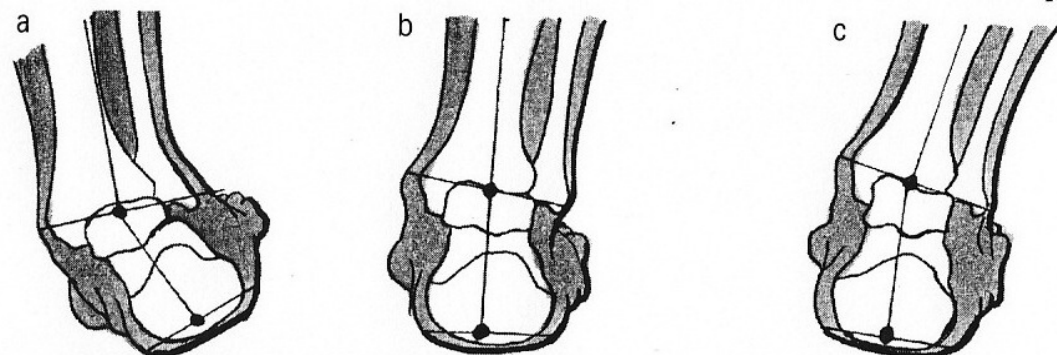
V praxi může docházet k mnoha odchylkám od popsané techniky. Nejčastější bývají nadměrná pronace a supinace.

Pohyb pronací je pohyb patního kloubu. Patní kost se vyklápí dovnitř a bérec rotuje tímtež směrem. Vnějšímu pozorovateli se zdá horní hlezenní kloub vybočený mediálně.

Pronace je zcela přirozený pohyb, anatomicky předem daný. Sám rozsah pronace rozhoduje o tom, zda vede k deformacím, chybnému zatěžování či k artrózním změnám. Nadměrná pronace (vybočená noha) může více či méně způsobit rozsáhlý pokles chodidlové klenby (snížení klenby chodidla, plochá noha). Nevyskytuje se však často, a to ani u neohybné a nepřizpůsobivé vyklenuté nohy. Tato tendence je posílena nebo teprve vyvolána v okamžiku, kdy člověk při běhu „padá“ prakticky do každého kroku – s napnutým kolenním kloubem a patou směrem dopředu. Pohybový aparát je tak nucen náraz zachytit; k tomu potřebuje vlastní „brzdící dráhu“, a ta vznikne, když vnitřní vazy hlezenního kloubu, tzv. elastické oteže, jsou použity za jiným účelem. Trvalý, zesilující pohyb pronace může být zodpovědný za vznik deformací klenby chodidla (Wessinghage, 1999).

K nadměrné pronaci mají tendenci ti běžci, kteří mají dolní končetiny do „X“, a také ti, které trápí plochá noha. K pronaci většinou dochází až v průběhu odvíjení nohy od podložky. Hovoří se o tzv. pronačním propadu, který může vést i k chronickým bolestem (Tvrzník, 2006).

Opakem je nadměrná supinace neboli dokrok na vnější stranu chodidla. S tímto pohybem mají problémy běžci s dolními končetinami do „O“ a ti, kteří vytácejí přední část chodidel dovnitř. Také mohou mít zvýšenou klenbu nohy (Tvrzník, 2006).



Obr. 8 Technika dokroku z pohledu pravolevé osy chodidla: pronace (a), správné postavení (b), supinace (c) (Tvrzník, Soumar, 1999).

Dokrok přes zadní část chodidla by měl být měkký. Zadní část chodidla by neměla pouze tlumit nárazy, ale spíše nastavit nohu tak, aby došlo ke správnému sklonu bércových kostí. Při výše jmenovaných odchylkách se všechny nárazy a nerovnosti projeví i ve vyšších patrech kostry. Jako odpružení či tlumič působí také vazivo v patní části, hlezenní, kolenní i kyčelní kloub a jejich svaly (Wessinghage, 1999).

U amatérských běžců se často mluví o dělení na dvě skupiny. Jedna provozuje běh a druhá jogging. Rozdíl mezi nimi je v tom, že jogging slouží k vytvoření základní kondice, k udržení či získání vitality, a dokonce i ke snížení váhy. Oproti tomu běh rozvíjí již získanou kondici a výkonnost udržuje a zvyšuje. Při joggingu se člověk pohybuje nízkou rychlostí, oproti tomu při běhu spíše rychlostí střední až vyšší. V dokroku je také znatelný rozdíl. Jak píše Aleš Tvrzník v jednom ze svých článků, při běhu při prvním kontaktu nohy s podložkou směřuje bėrec šikmo k zemi a je více před trupem než u joggingu. V tomto okamžiku je velmi důležité mírné pokrčení kolena, které pomáhá tlumit náraz. Vlastní dokrok je přes zadní část chodidla, přední část chodidla není příliš natažená k bėrci. U joggingu se dokračuje jen nepatrně před trupem kolébkou přes zadní část chodidla a u velmi pomalého běhu i přes přední část chodidla s vyšším náklonem trupu vpřed.

V souvislosti s dokrokem chodidla je žádoucí zmínit také běh naboso. Vojtěchovský uvádí, že kdysi se jednalo o nejpřirozenější způsob běhu člověka. Dále se zabývá tím, že při něm nedochází vůbec k dokroku na zadní část chodidla. Lidská noha je však hlavně stvořena pro chůzi, kde dokrok na zadní část chodidla využíváme. Proto je také patní kost tak velká a obalená tukem, aby tlumila náraz. Až moderní běžecká obuv dovolila člověku dokračovat při běhu také na zadní část chodidla. Dokonce i místo odrazu se v botě posouvá na druhý a třetí metatarz, kdežto při běhu na boso se běžec odráží z metatarzu prvního. Také to může být příčinou mnoha problémů s chodidly. Se vznikem moderní běžecké boty se rovněž změnila funkce prstů. Při běhu naboso sloužily prsty k udržování rovnováhy při kontaktu s podložkou. Tvořily oporu zdvihajícímu se zbytku chodidla. V botě ale prsty přenášejí odrazovou sílu. Bota rozkládá sílu na přední část nohy, jak již bylo řečeno výše. Nedostatek místa v botě prstům komplikuje ohnutí. K odrazu tedy nedochází na metatarsu, ale přímo na prstech, k čemuž ale tato část nohy není uzpůsobena. To může mít za následek zkrácení šlach prstů, zatuhnutí apod.

V případě běhu naboso, bez vrstvy izolace podrážky, je člověk nucen vystačit si s elementy pružnosti a útlumu tělu vlastní. Pokud je nárt postaven ve výšce břiška

malíčku, je k dispozici spodní a vrchní hlezenní kloub, kolenní kloub, stejně tak jako pánev, aby za pomoci elastické síly využívaných svalů nohy zachytily lehce každý rok.

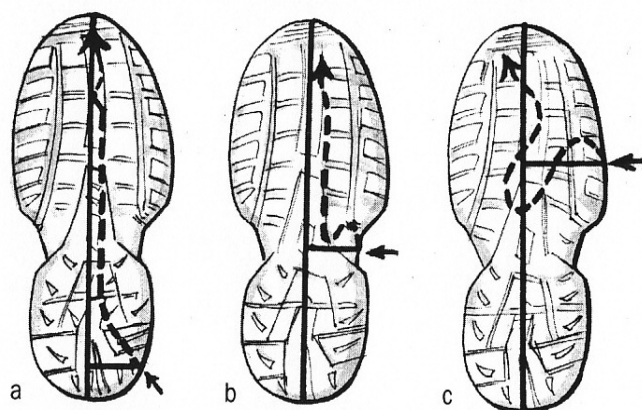
V této fázi, tzv. první fázi dokroku (kontakt chodidla se zemí je před těžištěm těla), je hlavní zátěž na vnější straně přední části chodidla. Ve střední fázi dokroku (chodidlo pod těžištěm těla) již začíná pronace. Zátěž se nyní rozloží stejně velkými částmi na kloub malíčku a palce, stejně tak jako na patu. V poslední fázi dokroku (fáze odrazu) je pohyb pronace dokončen. Celkové zatížení je vedeno na palec, střední části chodidla a lýtko.

V některých číslech časopisu Run (2009/10, 4-8) jsou zmínky i o dalších technikách běhu. Například technika natural running má oproti našemu tradičnímu pojetí vyšší frekvenci kroků. Díky zkrácení kroku před trupem pak běžec došlapuje na celé chodidlo. Nemusí tak překonávat síly, které vznikají v důsledku nepříznivých pákových poměrů a které působí proti směru jeho pohybu.

Další technika běhu se nazývá běh v poloze. Její podstata spočívá ve vyšším náklonu trupu než u klasického stylu. Běžec jako by stále kontrolovaně přepadával vpřed a rovnováhu udržuje výrazně vyšší krokovou frekvencí. Dokrok nenásleduje před trupem, nýbrž pod ním na přední část chodidla. Běžec tak opět nemusí překonávat brzdivé síly vznikající v důsledku nepříznivých pákových poměrů s nohou dál před trupem. Důležitým znakem této techniky je jen minimální vertikální pohyb těžiště běžce. To je velmi důležité z hlediska minimalizace sil působících na nohy při dokroku.

Zapojení svalů a technika dokroku se mohou odlišovat vlivem členění terénu. Při běhu do kopce se dokračuje na přední část chodidel, čímž dochází k intenzivnějšímu zapojení lýtkových svalů a více jsou namáhány i Achillovy šlachy. Z kopce se dokračuje přes zadní část chodidel, a to pod vyšším úhlem než na rovině. Větší síly pak musí vstřebat celý pohybový aparát. Na tvrdém povrchu jsou samozřejmě vhodné boty s dobře odtlumenou patou (Tvrzník, 2008).

Dosud se odborníci většinou v teorii o technice dokroku shodovali. Většina z nich se ale rozchází v názorech na míru zatížení dolních končetin při různé technice dokroku. Objevují se zde dva protichůdné názory – jedna skupina odborníků se přiklání k bezpatové technice běhu, která je podle nich šetrnější k dolním končetinám, druhá skupina se domnívá, že naopak menší zátěž dolních končetin nastává při běhu s dokrokem na zadní část chodidla.



Obr. 9 Různé techniky dokroku s průběhem reakčních sil: přes zadní část chodidla (a), přes střední část chodidla (b), přes přední část chodidla (c) (Tvrzník, Soumar, 1999).

Síla, resp. tlak působící na nohy běžce při kontaktu se zemí je z fyzikálního hlediska dán jeho tělesnou hmotností a rychlostí běhu a v neposlední řadě také technikou odvíjení chodidla od podložky (Tvrzník, 2008). Části dolní končetiny, které jsou nejvíce zapojeny nejen při dokroku, ale i při odrazu, jsou lýtkové svaly a Achillova šlacha.

Pro zajímavost je vhodné uvést průběh zatížení při chůzi podle Vařeky a Vařkové, jenž je podobný jako při technice běhu s dokrokem na zadní část chodidla. Svaly lýtky jsou aktivní během období odrazu v druhé polovině oporové fáze, extenzory kyčelního kloubu se zapojují především na začátku oporové fáze po dopadu paty na podložku. Obě tyto skupiny pracují v uzavřeném řetězci a udělují zrychlení společnému těžišti těla. Flexory kyčelního kloubu, které se uplatňují na začátku švihové fáze při udělení zrychlení dolní končetině, pracují v otevřeném řetězci. Udělují zrychlení pouze švihové dolní končetině, z hlediska celého systému ke zvýšení kinetické energie nepřispívají. Podle některých vědců 85 % práce vykonávají lýtkové svaly, 15 % flexory kyčelního kloubu.

Šikmý lýtkový sval je spolu s Achillovou šlachou hlavním mechanismem, který slouží k tlumení nárazů při dokroku. Jedno křídlo odborníků uvádí, že k největší zátěži dochází hlavně při dokroku na přední část chodidla. V tomto případě jsou lýtkové svaly, Achillova šlacha a celý komplex kotníku nejvíce ohroženy zraněním (např. záněty svalového úponu). Tímto způsobem se nedoporučuje běhat hlavně rekreačním běžcům. Je ovšem žádoucí mít lýtky v dobré kondici ke stabilnímu dokroku a odrazu i u běhu s dokrokem na zadní část chodidla. Jako výhoda této techniky se uvádí rozložení reakční

síly podložky na větší plochu – téměř na všechny části chodidla (Tvrzník, 2006). Nárazy při dokroku činí i dvoj- až trojnásobek tělesné hmotnosti běžce, tzn. v průměru 150 až 200 kg. Aktivní tlumení nárazu při dokroku na vnější patu prostřednictvím práce svalů kotníku a nohy chrání klouby (Tvrzník, Soumar, 1999). Běh s dokrokem na zadní část chodidla je podle některých názorů jednoznačně šetrnější vůči pohybovému aparátu. Při správné technice s mírně pokrčeným kolenem v momentu prvního kontaktu nohy s podložkou ideálně kompenzují nižší reakční síly vedle kostry celé dolní končetiny i svaly stehna a bérce. Tato technika tedy není tak „rychlá“, za to je ovšem v kombinaci s vhodnou obuví důležitým základem dlouhodobého běhání bez zdravotních komplikací (Tvrzník, 2008).

Podle Vladimíra Korbela je ale průběh pohybu chodidla při dokroku přes přední část chodidla na zemi šetrnější na kosti a klouby nohy než náraz při tvrdém dokroku přes zadní část chodidla. Většina talentovaných běžců (60 %) dokračuje na přední část chodidla, značné množství běžců na střední část chodidla (30 %) a zbývajících 10 % dokračuje na zadní část chodidla. Dokrok na přední část chodidla je vhodnější, protože dokáže lépe absorbovat stres než dokrok na zadní část chodidla, což je výhoda (Martin, Coe, 1997). Problémům musí čelit ti, kteří extrémně dopadají na zadní část chodidla – mají potíže s koleny a klouby (Steffny, Pramen, 2003).

Podle Wessinghageho je dokrok na přední část chodidla šetrnější pro klouby a kosti než těžkopádné „vpadnutí“ do kroku nejdříve zadní částí chodidla, která je pro tento účel nevýhodná. Navíc je tato technika jasně rychlejší, protože k postupu při běhu slouží méně odraz zadní nohy, mnohem víc pohyb přední nohy (v první fázi dokroku). Běžecký styl téměř všech světových běžců je založen na tomto základním schématu. Dalekosáhle netlumené nárazy jsou jinak přenášeny přes hlezenní kloub, koleno a boky až k páteři, kde mohou vést k svalovým potížím (přetažení, bolestem v kříži - zablokování) a neurologickým problémům.

Tento běžecký styl můžeme označit jako ekonomický pro běh na dlouhou trať, pokud těžiště našeho těla provádí co možná nejmenší pohyby předklonu a záklonu, a tím by se člověk tedy pohyboval kupředu na přímé, horizontální linii. Poloha nártu má ještě jeden dodatečný a mnohem důležitější efekt. Aktivním útlumem vyskytujících se sil je zátěž zmírněna, a sice citlivými a netrénovanými strukturami – plochami kloubu – a převedena na trénované, přizpůsobivé struktury, jimiž je svalstvo. Se svalovým přetížením se nakládá snadněji a má mnohem lepší prognózu než zatížení kloubu

(artróza), které je spojeno s nezvratnými zdravotními komplikacemi. K tomu je drasticky zmenšena tendence k pronaci.

Dalším důvodem, proč věnovat pozornost tomuto běžeckému stylu, mohou být potíže v oblasti čéšky. Při pokládání zadní části chodidla je rychle stlačována nejsilnějším svalem v těle – stehenním svalem (M.quadriceps femoris) – velkou silou směrem na kolenní kloub a může se přitom poškodit. Nejvíce je ohrožen chrupavčitý povlak na zadní straně čéšky. Principiálně se tak samozřejmě děje i při pokládání přední části chodidla, rozložení sil je zde ale menší, pomalejší, a tedy pro kolenní kloub šetrnější. Chodidlo ve fázi dokroku pokaždé dosáhne toho nejpřednějšího bodu pohybu krátce předtím, než se dotkne země, a to je další efekt „aktivního“ běžeckého stylu. V okamžiku položení se tedy už pohybuje zpět a táhne přitom tělo za pomoci svalstva na zadní straně stehna dopředu. Akce stehenního svalu budou utlumeny, čéška nezatěžována (Wessinghage, 1999).

## 2.3 Problematika chůze a běhu

Chůze probíhá jako rytmický pohyb těla kyvadlového charakteru. Začíná v určité výchozí poloze, prochází obloukem přes nulové postavení do jedné krajní polohy a pokračuje do druhé krajní polohy, nikoliv zpět jako kyvadlo, ale dále dopředu, protože se jeho upevnění mezi tím posunulo, a tím se celý systém rytmicky posunuje vpřed. Pro každou dolní končetinu existují tři zřetelně oddělené pohybové fáze:

- a) švihová fáze – končetina postupuje vpřed bez kontaktu s oporovou bází,
- b) oporová fáze – končetina je po celou dobu ve styku s oporovou bází,
- c) fáze dvojí opory – obě končetiny jsou zároveň ve styku s oporovou bází.

Švihová fáze je náročná na udržení vodorovné polohy pánve, která má tendenci na straně švihové nohy poklesnout, protože ztratila jeden ze dvou bodů opory odpoutáním švihové nohy od země a podepřena zůstává pouze opornou nohou. Tím dochází k mírnému poklesu pánve na straně švihové nohy a tento pokles je třeba vyrovnat aktivitou abduktorů oporové nohy. Počínajícímu pádu zabrání následující dotyk švihové nohy kontaktem její zadní části s oporovou plochou.

Oporová fáze je uváděna nárazem zadní části švihové nohy na oporovou plochu, která zabrzdí postupující pád. Kontakt nohy s oporovou bází se postupně rozšiřuje ze zadní části na celou plantu a nožní klenbou se dynamicky uchopuje členitá plocha oporové báze tak, aby vznikl pevný a spolehlivý kontakt. To se projevuje střídáním supinace a pronace nohy a tím i změnami nožní klenby tak, aby se zajistila pevná opora pro působení reaktivní síly. Končetina původně brzdící pád se od tohoto okamžiku stává končetinou oporovou. Na to navazuje propulzní pohyb provázený odvinutím paty plantární flexí nohy a z oporové končetiny se tím stává končetina odrazová, která je zdrojem propulzní síly zvedající tělo mírně vzhůru a dopředu. Tato fáze končí odvinutím palce, zakončujícím propulzní část pohybu, a oporová končetina se stává končetinou švihovou.

Fáze dvojí opory, při které se obě končetiny dotýkají oporové báze, tvoří přechod mezi fází švihovou a fází oporovou spojenou s propulzí. Odvíjení přední části chodidla na stojné noze se kryje s kontaktem paty na švihové noze a tato fáze odlišuje chůzi od běhu, při kterém fáze dvojité opory chybí.

Běh je rovněž cyklický lokomoční pohyb: hlavním rozdílem proti chůzi je absence fáze dvojí opory, takže je tělo po krátkou dobu zcela bez kontaktu s oporovou bází, pohybuje se v prostoru dopředu a má tendenci padat směrem k zemi. Existují pouze dvě fáze: švihová a oporová. Při běhu se přední končetina bránící pádu dotýká na konci švihu oporové báze přední částí chodidla před průmětem těžiště. Při rychlejším běhu se tato vzdálenost ještě více zkracuje až do místa průmětu těžiště. Po dotyku s oporovou bází se stává švihová končetina končetinou oporovou a zároveň i propulzní. Obě končetiny se v této funkci vzájemně střídají.

Při pomalém běhu se noha dotýká větší plochou oporové báze než při běhu rychlém, kdy se opora omezuje na bříška metatarzů a na prsty. Při odvíjení prstů se uplatňují vnitřní svaly nohy, které spolupracují při adaptaci na terén, po kterém se běží.

Vědci pomocí 3D kinematické analýzy zjistili, že korelace mezi okamžikem maximální pronace (resp. supinace) zánoží a vnitřní (resp. zevní) rotace bérce je poměrně velká při běhu, ale výrazně nižší při chůzi. Navíc během chůze dochází k maximální vnitřní rotaci bérce podstatně dříve než při běhu (u chůze v 17 % doby fáze opory, u běhu v 37 %) a při chůzi zůstává zánoží také déle pronované než při běhu.

Při chůzi zůstává resupinace významně opožděná za extenzí kolene. Někteří vědci uvádějí, že při zvyšující se rychlosti běhu se tento rozdíl snižuje. Jiní autoři ovšem vliv rychlosti běhu na snižování zpoždění resupinace oproti extenzi kolene (či zevní rotace bérce) nepotvrdili (Vařeka, Vařeková, 2009).



# VÝZKUMNÁ ČÁST

## 3 Formulace cílů, úkolů a hypotéz

### 3.1 Cíl práce

Cílem práce je provést dynamickou analýzu oporové fáze běžeckého kroku u třech vybraných probandů při různých rychlostech a technikách běhu. Touto analýzou by měly být zjištěny odlišnosti v působení tlaku v oporové fázi běžeckého kroku a trvání oporové fáze běžeckého kroku. Dále bude posuzován vliv reakce síly podložky na pohybový aparát běžce při dokroku na přední část chodidla a při dokroku na zadní část chodidla.

### 3.2 Úkoly práce

1. Shromáždění teoretických podkladů o cyklu běžeckého kroku a jeho oporové fázi.
2. Shromáždění teoretických dat z anatomie a kineziologie dolních končetin.
3. Shromáždění teoretických informací o krokovém cyklu a jeho srovnání s běžeckým cyklem.
4. Teoretické i praktické seznámení s používanou technikou pro měření.
5. Zvolení vhodných probandů a příprava na měření.
6. Analýza oporové fáze běžeckého kroku při odlišných běžeckých technikách a rychlostech.
7. Zpracování a interpretace dat.

### 3.3 Hypotézy

**H1** Projeví se difference v tlakovém zatížení různých segmentů nohy běžce při rozdílné technice oporové fáze.

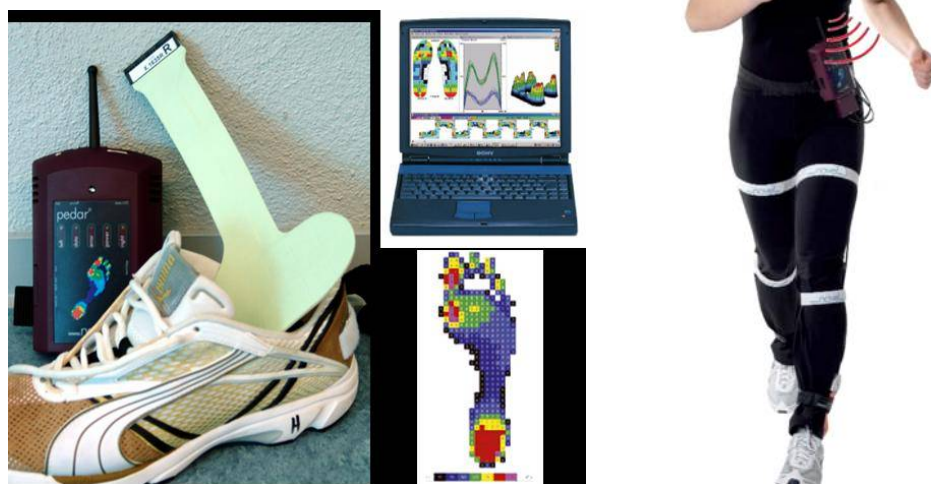
**H2** Při běhu s dokrokem na přední část chodidla bude doba oporové fáze kratší oproti běhu s dokrokem na zadní část chodidla.

**H3** Zatížení svalů dolních končetin bude větší při běhu s dokrokem na přední část chodidla.

## 4 Metody a postup řešení

Při výzkumu byla použita metoda experimentu, respektive pozorování a měření za uměle navozených podmínek. Snažili jsme se přiblížit výzkum přirozené situaci, aby byly výsledky přesnější. Jelikož jsme sledovali více proměnných, jednalo se o vícefaktorový experiment, který probíhal v laboratorních podmínkách. V podmínkách přirozených by podobné měření nebylo možné, protože by probandi nebyli schopni udržet konstantní rychlost během měření. Snažili jsme se modelovat a izolovat určité vybrané elementy a zkoumat je přesněji (Hendl, 2009). V daném problému se jedná se pouze o experiment orientační. Měření bylo několikrát opakováno. Jedná se o pilotní studii, ne o objektivní výzkum.

Pro měření byl použit systém Novel Pedar-x, jehož základem jsou tlakoměrné stélky vkládané do bot běžce. Tato technologie může být velmi účinným pomocníkem běžeckého trenéra při posuzování techniky oporové fáze jeho svěřence. Jde především o analýzu zapojení nohou při dokroku, amortizaci reakčních sil podložky a určování dynamiky vlastního odrazu. Měření má význam jak z hlediska samotné efektivity prováděného pohybu, tak i při prevenci přetěžování pohybového aparátu běžce.



Obr. 10 Tlakoměrné stélky Pedar X s příslušenstvím (firma Novel).

Přibližně jeden milimetr tenká měřicí stélka, kterou je možné vlivem relativně velké ohebnosti vložit do běžecské obuvi, a dokonce i do treter, je opatřena 99 tlakovými senzory, rozmístěnými po celé její ploše. Stélka pracující na frekvenci 50-100 Hz je schopna se individuálně přizpůsobit tvaru lidské nohy, a tak zaznamenávat nejen tlak působící v rovině, ale i plasticky na různé její části. Kromě tlaku na různé segmenty nohy zařízení analyzuje působící sílu a zatíženou plochu. Z hlediska praktického využití pro potřeby atletiky je zajímavé i měření časové délky oporové fáze.

Stélkami naměřená data jsou ukládána na paměťovou kartu, která je běžci upevněna na opasek. Data je rovněž možné online bezdrátově přenášet do PC. Z praktického hlediska je důležité, že celé zařízení zásadně nelimituje pohybovou činnost a je schopné měřit i v řádech desítek minut a při běhu tak zaznamenat i tisíce kroků. Po skončení měření jsou uložená data v PC dále analyzována (Tvrzník, 2010).

Během měření jsme sledovali celkem tři probandy ve věku 22 – 26 let. Sledované osoby se v minulosti závodně věnovali atletice, popř. se jí ještě stále věnují. Jednalo se o dvě ženy a jednoho muže. Běžecskou techniku s dokrokem na přední část chodidla ovládali automaticky a jako zkušení běžci dokázali správně použít i techniku s dokrokem na zadní část chodidla.

Každý z měřených měl uběhnout na běhacím pásu celkem tři kilometry. Každý kilometr jinou rychlostí (8, 12 a 16 km/h). Vždy 500 m s dokrokem na přední část chodidla a 500 m s dokrokem na zadní část chodidla. Mezi jednotlivými úseky byly přestávky, aby nedošlo ke zkreslení údajů vlivem únavy. Pouze u třetího probanda proběhlo celé měření vcelku. Jednomu z měřených byly připevněny elektrody na snímání práce svalů lýtka (EMG), které sloužily pro doplňkové měření na zjištění zapojení těchto svalů při běhu oběma technikami.

## 5 Výsledková část

Naměřené výsledky budou komentovány postupně a jednotlivě u každého probanda zvlášť pro každou rychlost a danou techniku běhu.

Na obrázcích je zobrazován dokrok přes zadní část chodidla vždy vlevo, vpravo je pak záznam dokroku přes přední část chodidla.

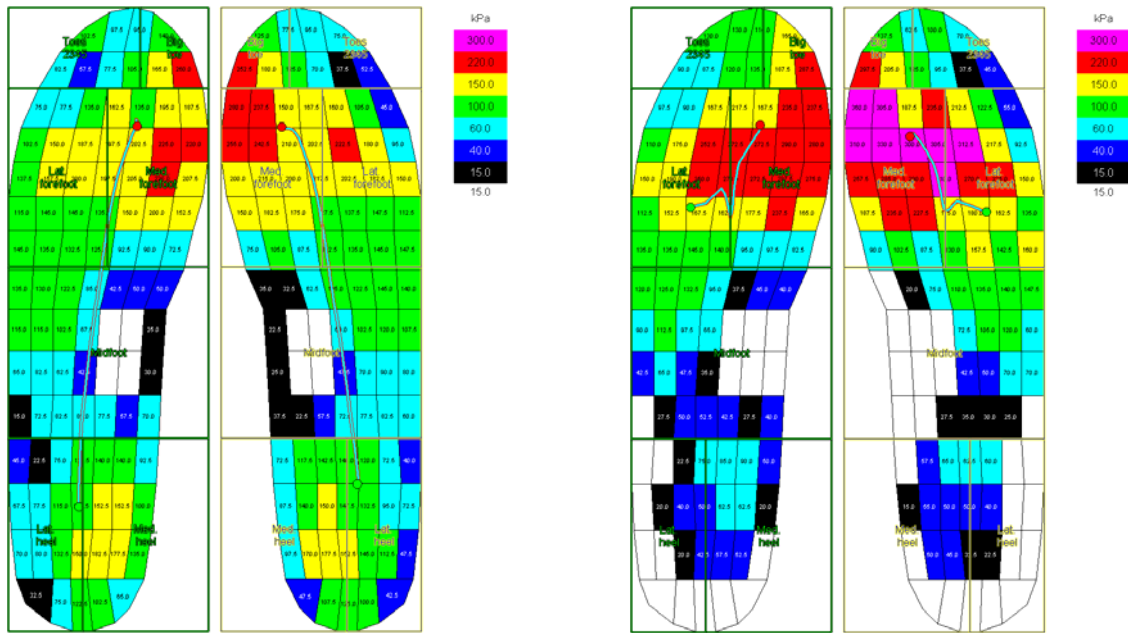
### 5.1 Výsledky pro rychlost běhu 8 km/h

Ze záznamu prvního probanda (viz dále: obr. 11) je na první pohled patrné, že více ploch označující vyšší tlak se vyskytuje na obrázku znázorňujícím dokrok přes přední část chodidla. Zde se nacházejí i vyšší naměřené hodnoty. 280 kPa je nejvyšší hodnota při dokroku na zadní část chodidla a 360 kPa při dokroku druhou techniku. V obou případech jsou situovány plochy s nejvyšším tlakem do mediální oblasti přední části nohy, kde je prováděn odraz, je zde patrná mírná pronace. Při dokroku přes přední část chodidla jsou tato místa zasažena podstatně rozsáhleji. Tomu odpovídá i průběh centra tlaku. Při dokroku na zadní část chodidla centrum tlaku probíhá rovnoměrně přes celé chodidlo, v druhém případě se vyskytuje pouze v přední části chodidla.

Nejednotnost výsledků pravé a levé nohy je dána individuálním běžeckým stylem probanda, fyzickými a motorickými předpoklady a zažitými stereotypy běžecké techniky.

Pravá noha je zatěžována více. Na první pohled je ovšem patrné, že při technice běhu s dokrokem na přední část chodidla musí noha odolávat větším tlakům než při technice druhé.

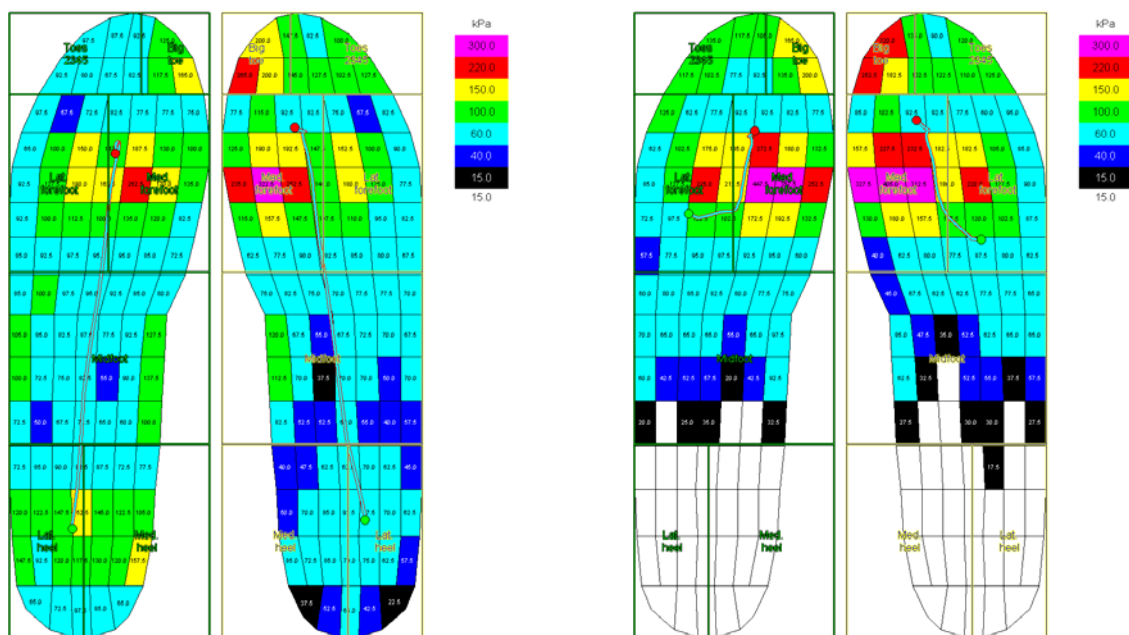
Při technice dokroku přes zadní část chodidla je průměrný tlak v přední části chodidla (vždy u obou nohou) 159,7 kPa, při druhé technice je hodnota tlaku 197,5 kPa. Při druhé technice je tedy tlak v této části o 23 % vyšší.



Obr. 11 Proband č. 1, 8 km/h.

U probanda č. 2 (viz obr. 12) je zřejmá menší hmotnost a také jistá odlišnost výsledků pravé a levé nohy. Nízká hmotnost se projevuje větším počtem ploch s hodnotami tlaku z první půle měřítka. V oblasti odrazu také není tolik růžových a červených ploch, které značí nejvyšší tlaky. I zde se ale projevuje tendence k větší koncentraci vyšších hodnot tlaku v přední části chodidla při dokroku přes tuto část. Zajímavý je větší důraz levé nohy při dokroku přes patu. Pravá noha toto kompenzuje výraznějším odrazem.

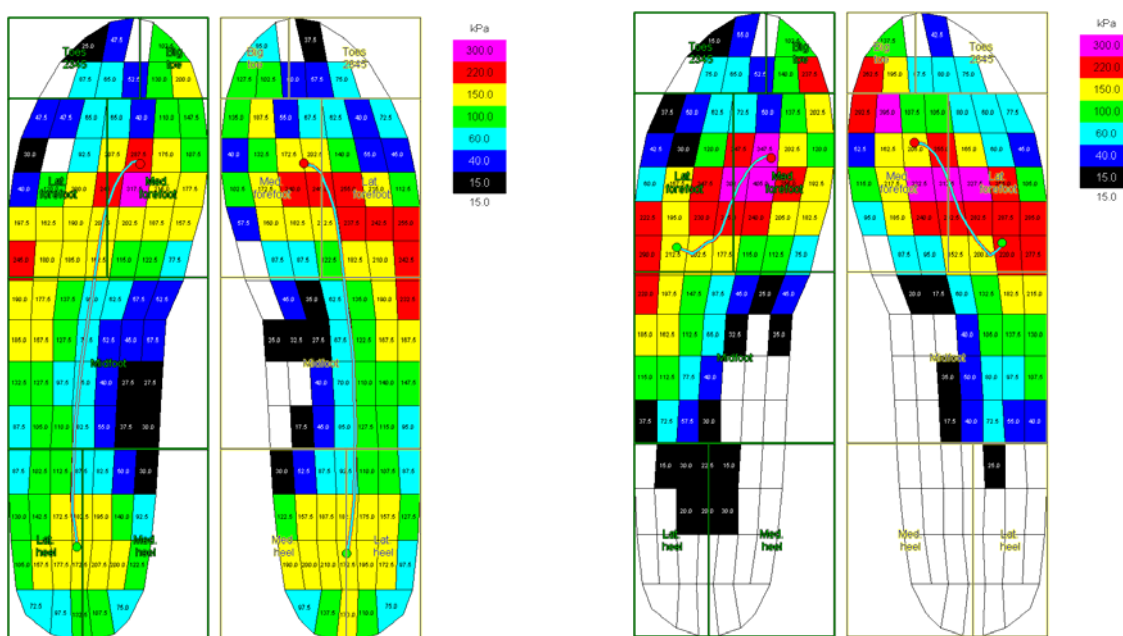
Průměrné hodnoty tlaku v přední části chodidla v tomto případě jsou 116,9 kPa při technice dokroku přes zadní část chodidla a 138,15 kPa při technice dokroku přes přední část chodidla. Rozdíl zde činí 18 %. Maximální hodnoty tlaků jsou 322 kPa při technice dokroku přes zadní část chodidla a 447 kPa při druhé technice.



Obr. 12 Proband č. 2, 8 km/h.

U probanda č. 3 (viz obrázek 13) jsou naměřené výsledky také zajímavé. Dokrok je prováděn správně, v dalším pokračování oporové fáze má ale chodidlo tendenci k supinaci. Odraz neprobíhá tak mediálně jako u předešlých probandů. I zde je patrné větší zatížení přední části chodidla u techniky běhu s dokrokem na přední část chodidla.

Hodnoty tlaku, které se vyskytují v přední části chodidla u techniky s dokrokem na zadní část chodidla jsou průměrně 145,2 kPa, při druhé technice 177,3 kPa. Při použití techniky s dokrokem na přední část chodidla jsou tedy o 21 % vyšší. Maximální hodnoty tlaků v tomto případě činí 317,5 kPa při použití techniky s dokrokem na zadní část chodidla a 405 kPa při druhé technice.

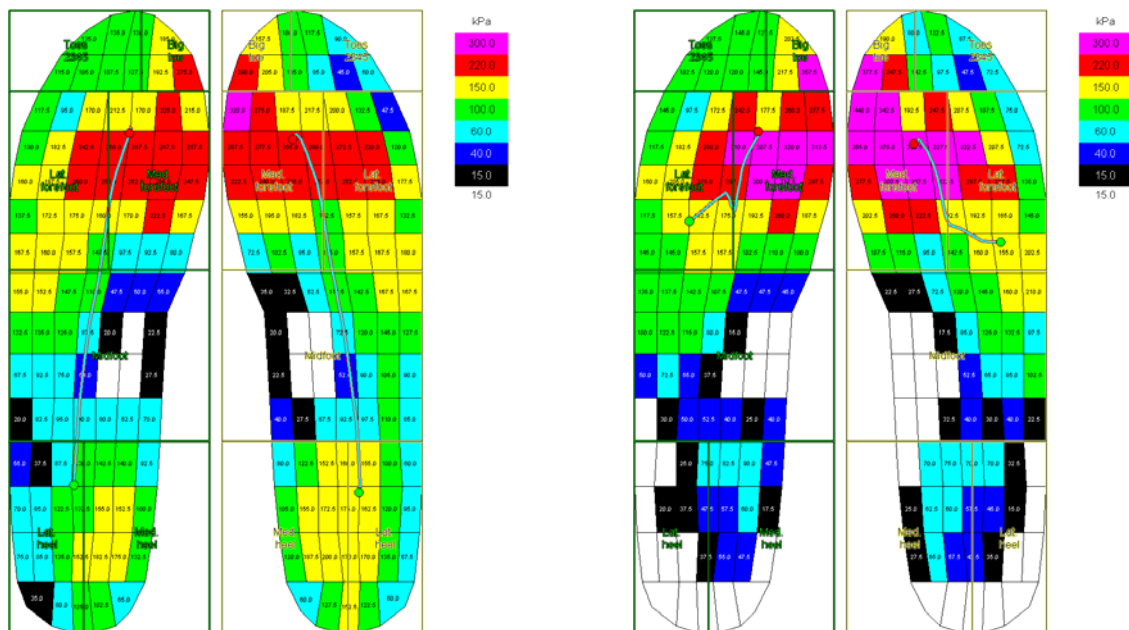


Obr. 13 Proband č. 3, 8 km/h.

## 5.2 Výsledky pro rychlost běhu 12 km/h

Při vyšší rychlosti je patrné, že se u probanda č. 1 zvětšuje počet ploch s vyššími hodnotami tlaků (obr. 14). Mnohem výrazněji se tak děje v případě techniky dokroku přes pření část chodidla. Při dokroku přes zadní část chodidla musí pata kompenzovat také větší tlak než při nižší rychlosti, ale přesto zde nejsou jeho hodnoty tak vysoké, protože dochází k jeho rozložení po celém chodidle. U dokroku přes přední část chodidla jsou nízké hodnoty tlaku patrné i v zadní části chodidla. To je způsobeno mírným spuštěním paty na zem, což ale při odrazu nehraje velkou roli.

Průměrná hodnota tlaků v přední části chodidla při technice s dokrokem na zadní část chodidla je 189 kPa a při druhé technice 213,3 kPa. Při druhé technice jsou hodnoty tlaků o 12 % větší. Maximální hodnoty nejprve u techniky s dokrokem na zadní část chodidla a poté na přední část chodidla jsou 320 kPa a 440 kPa.

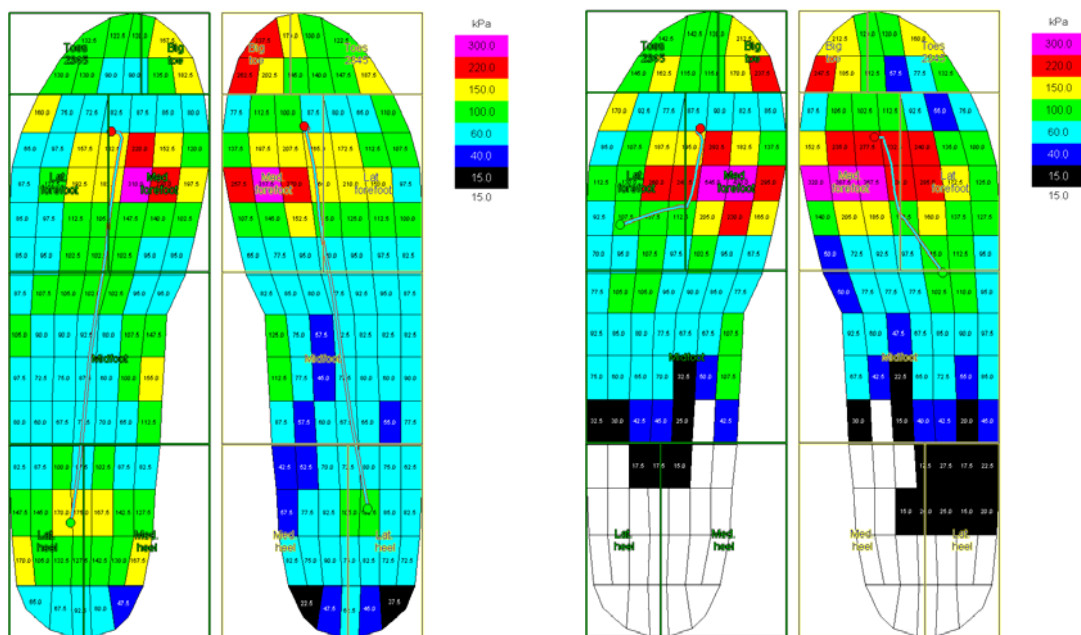


Obr. 14 Proband č. 1, 12 km/h.



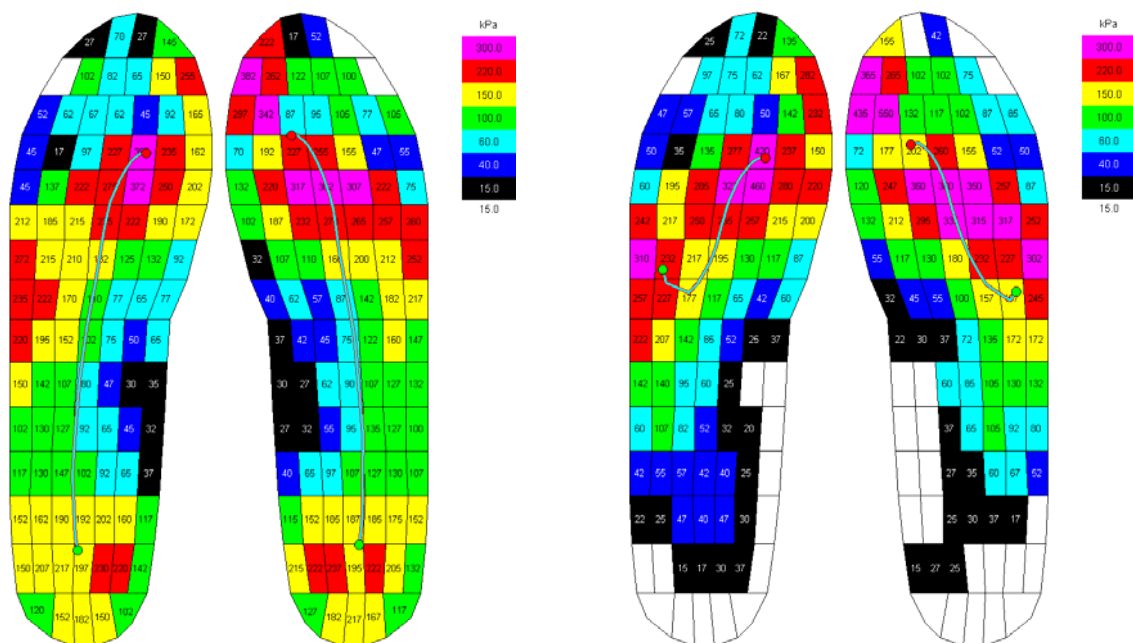
U druhého probanda zatížení není tak výrazné (obr 15). Jak již bylo zmíněno výše, může to způsobovat nižší hmotnost. Proband nedodrží důsledně techniku dokroku přes zadní část chodidla, ale oporová fáze je realizovaná spíše s dokrokem na celé chodidlo. Přesto i zde se opět vyskytují vyšší hodnoty tlaku v přední části chodidla u techniky dokroku přes přední část chodidla. Dokrok je neutrální, neprojevuje se zde výraznější pronace ani supinace. Křivka značící průběh centra tlaku se na levé noze při technice dokroku přes přední část chodidla mírně liší od pravé. Dokumentuje dřívější zahájení dokroku.

V tomto případě při technice s dokrokem na zadní část chodidla je hodnota průměrného tlaku jeho přední části 129,3 kPa a maximální hodnota tlaku je 317 kPa. U druhé techniky bylo naměřeno 159,3 kPa a maximální hodnota tlaku 545 kPa. Rozdíl průměrných hodnot činí 23 %.



Obr. 15 Proband č. 2, 12 km/h.

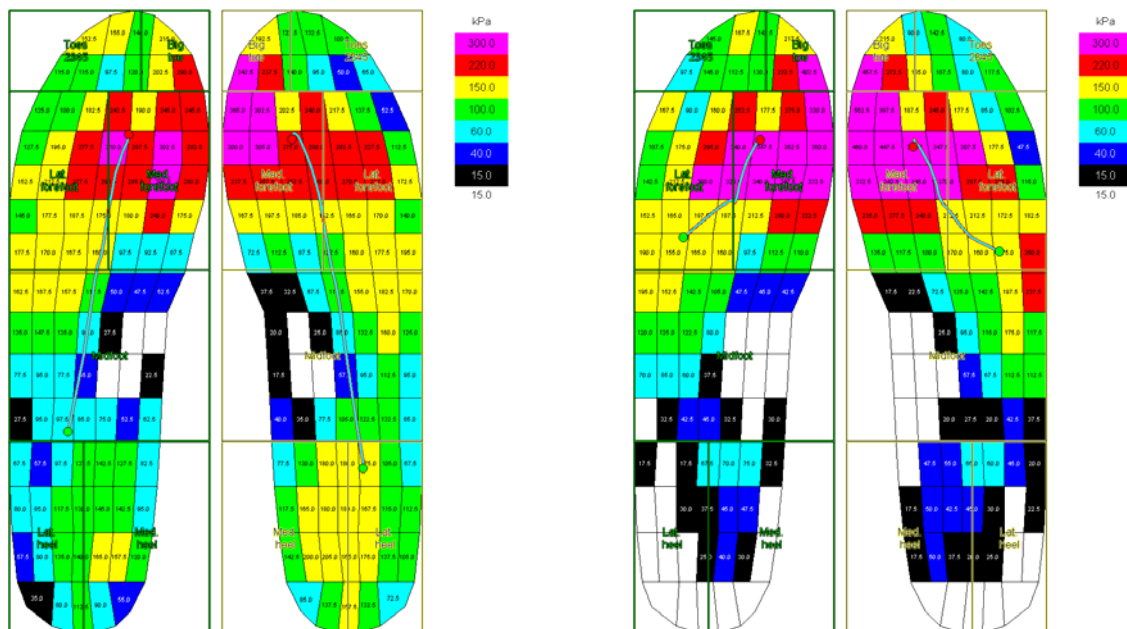
Ani u třetího probanda (obr. 16) se tendence zatížení chodidla tlakem nemění, je opět větší při technice běhu s dokrokem na přední část chodidla. Jistá odchylka je ale i zde. Proband zahajuje dokrok dříve a více laterálně než ostatní dva, proto jsou také nejvyšší hodnoty tlaku v laterální části. Přesto tyto hodnoty nejsou tak vysoké jako při definitivním odrazu v mediálních partiích přední části chodidla. U třetího probanda je průměrný tlak v přední části chodidla také větší u techniky s dokrokem na přední část chodidla. Jeho hodnota je 201,4 kPa. Hodnota 173,3 kPa u druhé techniky je o 16 % nižší. Maximální hodnoty tlaků jsou 382 kPa a 550 kPa v obvyklém pořadí.



Obr. 16 Proband č. 3, 12 km/h.

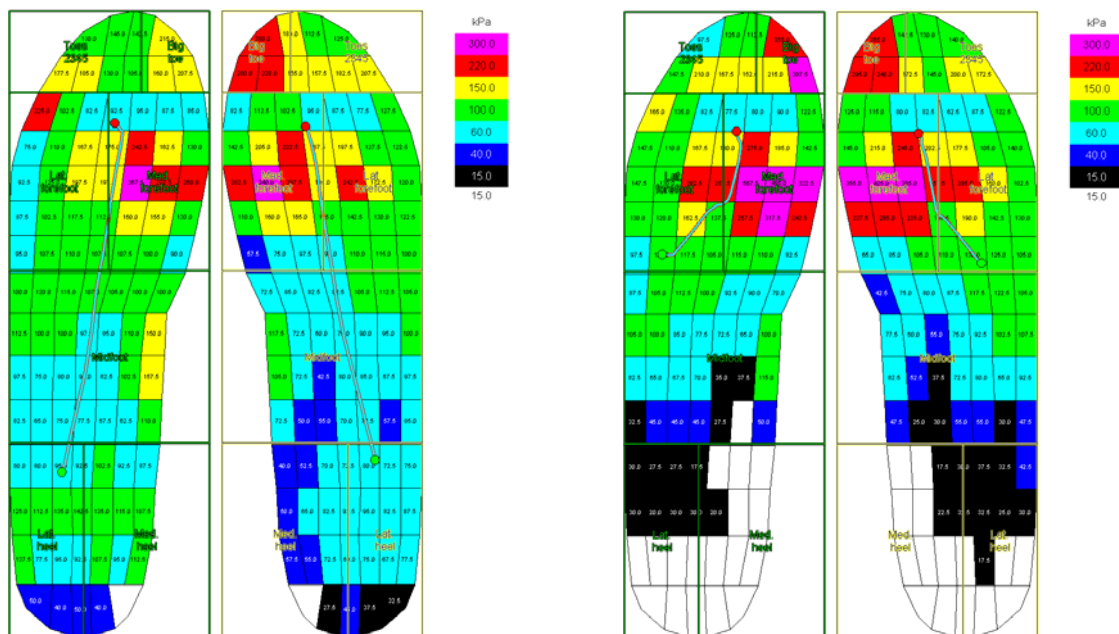
### 5.3 Výsledky pro rychlost běhu 16 km/h

Rychlost 16 km/h nejjasněji prezentuje rozdílnost zatížení plochy chodidla při dvou odlišných technikách běhu. Křivka průběhu centra tlaku u prvního probanda při běhu technikou s dokrokem na zadní část chodidla (obr. 17) začíná o něco výše než při rychlosti nižší, stále se ale jedná o větší rozložení tlaku na celé chodidlo než při druhé technice. Ta je také náročnější na působení tlaku. Jeho hodnoty v přední části chodidla dosahují 234,9 kPa, zatímco u techniky s dokrokem na zadní část chodidla je to 201,2 kPa. Rozdíl mezi nimi je 16 %. Maximální hodnoty jsou 365 kPa u techniky s dokrokem na zadní část chodidla a u techniky druhé 552 kPa.



Obr. 17 Proband č. 1, 16 km/h.

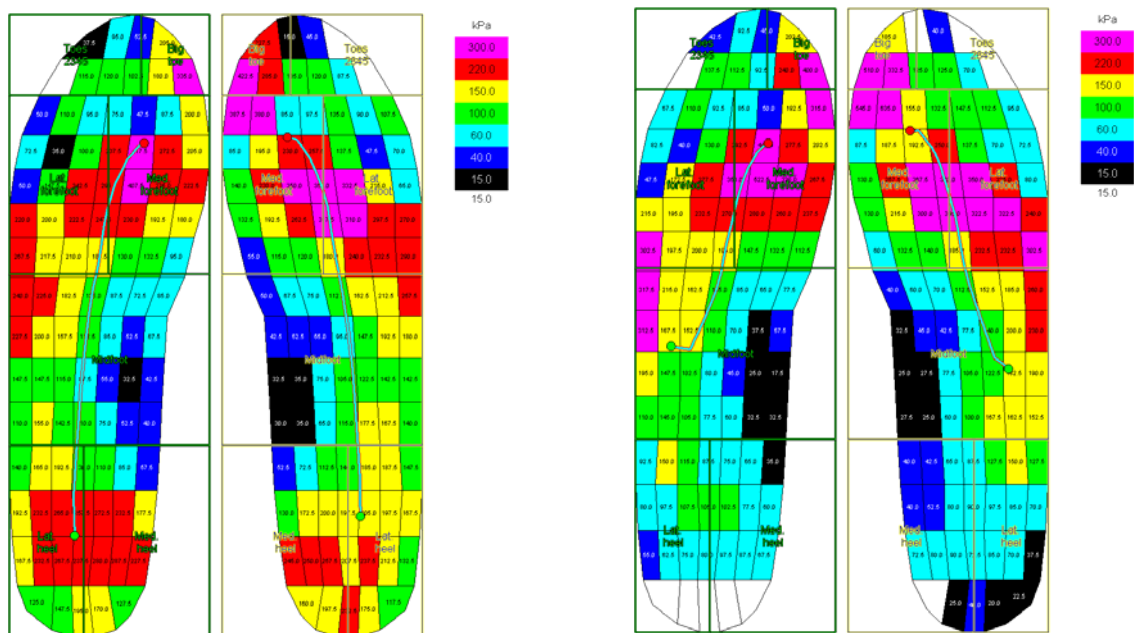
Při vyšších rychlostech je stále těžší dodržovat požadovanou techniku běhu s dokrokem přes zadní část chodidla. Dobře to je vidět např. u druhého probanda (obr. 18), kterého již třetí zvolená rychlost nutí spíše využít druhé techniky. Přestože dokračuje především na celé chodadlo, je rozdíl v zatížení patrný vzhledem k počtu políček označujících nejvyšší hodnoty tlaku. Průměrně činí hodnoty tlaku v přední části chodidla 143 kPa u techniky s dokrokem na zadní část chodidla, u druhé techniky 173,6 kPa. Ta je tedy o 21 % náročnější. U probanda č. 2 byly naměřeny tyto hodnoty maximálních tlaků: 367 kPa a 567,5 kPa. První hodnota platí pro techniku s dokrokem na zadní část chodidla a druhá hodnota pro techniku s dokrokem na přední část chodidla.



Obr. 18 Proband č. 2, 16 km/h.

Při třetí rychlosti je nejvíce patrná změna v metodologii měření. U techniky s dokrokem na přední část chodidla je několik polí s určitou nepatrnou hodnotou v zadní části chodidla. Není to způsobeno pouze tzv. dvojitou prací kotníku, ale i vlivem faktoru únavy. Počátek průběhu centra tlaku se tímto také posouvá o něco níže než u ostatních dvou probandů. V tomto případě je také nejdůsledněji prováděna technika běhu s dokrokem na zadní část chodidla, což je patrné z obrázku (obr. 19).

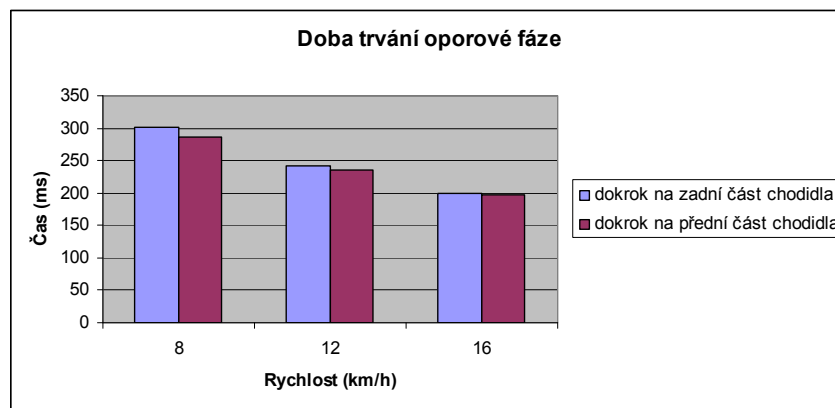
Průměrná hodnota tlaku v přední části chodidla u techniky s dokrokem na zadní část chodidla činí 189,9 kPa, u druhé techniky 214,3 kPa. Zátěž je při druhé technice větší o 13 %. Maximální hodnoty tlaků pro obě techniky v obvyklém pořadí jsou: 422,5 kPa a 635 kPa.



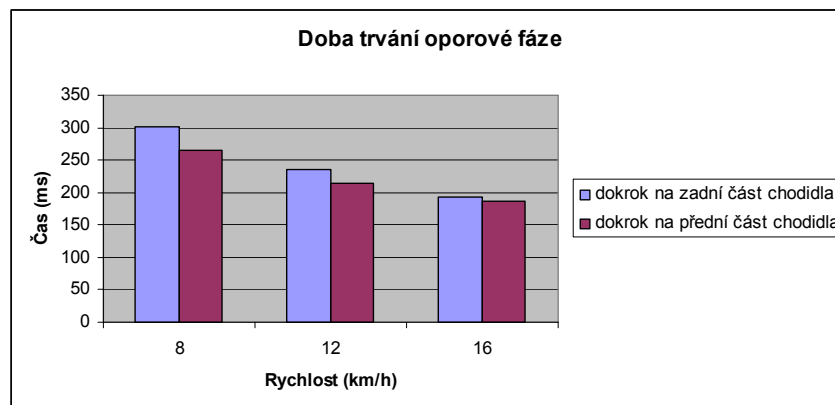
Obr. č. 19 Proband č 3, 16 km/h.

## 5.4 Jiné sledované veličiny

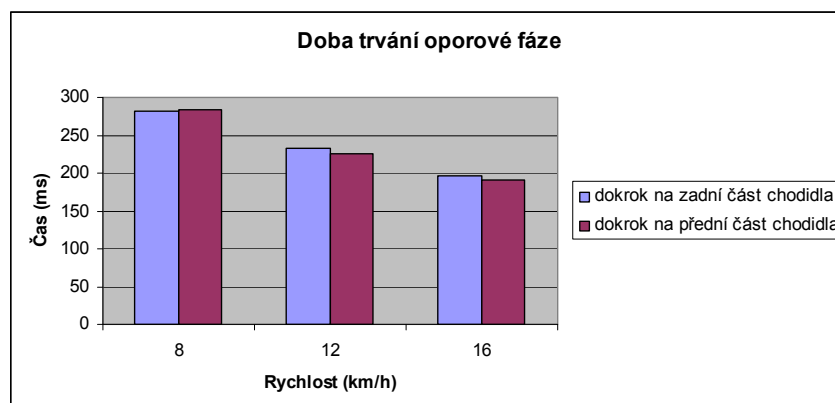
Další veličina, která byla měřena, je doba trvání oporové fáze. Výsledky ukazují, že při technice běhu s dokrokem na přední část chodidla je čas kontaktu chodidla s podložkou kratší než při užití druhé techniky. Rozdíl mezi naměřenými hodnotami obou technik není ale nijak velký. Velmi záleží na individuální technice běžce, která výsledky měření také ovlivňuje. Např. u probanda č. 3 je kontakt chodidla s podložkou kratší u běhu s dokrokem na zadní část chodidla.



Obr. 20 Proband č. 1, doba trvání oporové fáze.



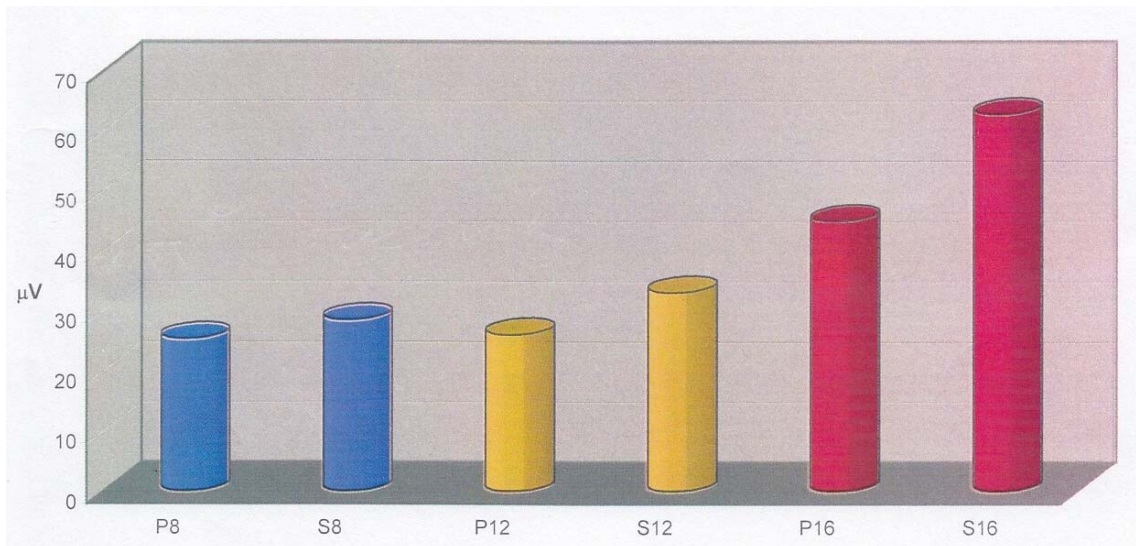
Obr. 21 Proband č. 2, doba trvání oporové fáze.



Obr. 22 Proband č. 3, doba trvání oporové fáze.

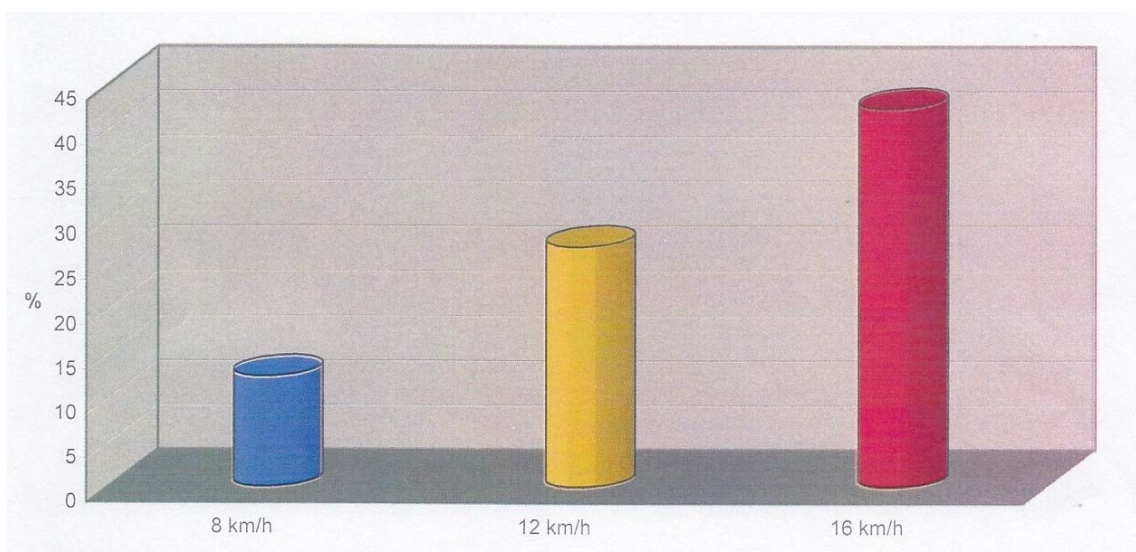
U probanda č. 3 byla pomocí elektromyografie měřena aktivita lýtkových svalů při obou technikách běhu. Výsledky byly vyhodnoceny počítačem. Jedná se pouze o individuální jednotlivé měření, výsledky jsou použity jen jako orientační.

Z grafu na obrázku 23 je patrný nárůst průměrné svalové aktivity s rychlostí, tzn. dochází ke zvětšování zatížení lýtkových svalů.



Obr. 23 Průměrná svalová aktivita (P = běh s dokrokem na zadní část chodidla, S = běh s dokrokem na přední část chodidla).

Jak je vidět z obrázku 24, rozdíl velikosti aktivit lýtkových svalů při použití obou technik u nejnižší rychlosti není příliš výrazný. S rostoucí rychlostí se tento rozdíl zvětšuje.



Obr. 24 Procentuální rozdíl svalové aktivity.



## 6 Diskuse

Svá tvrzení dokládají odborníci různými měřeními. Například v Německu bylo zjištěno, že přetížení při dokroku na zadní část chodidla u závodních běžců je až 17x větší než jejich hmotnost. Běžci, kteří realizují dokrok na přední část chodidla, dosahují zhruba jen dvoj- až trojnásobného přetížení (Korbel, 2007). Bohužel tyto údaje nemohou být ověřeny, jelikož nevíme jaké metody výzkumu byly použity.

Neúplné informace uvádí i Coe a Martin. Ve své publikaci uvádí výpočty zatížení tělesné konstrukce při běhu. Nespecifikují ovšem o jakou techniku dokroku se jedná. Pracují s údaji o délce běžecského kroku, uběhnuté vzdálenosti, hmotnosti běžce a také vypočítávají množství kroků. Základní údaje probanda mužského pohlaví jsou hmotnost 59 kg, délka kroku 1,52 m a uběhnutá vzdálenost cca 16 km. Autoři dochází k tomu, že běžec udělá 10 592 kroků. Celkové zatížení během tratě je 624 928 kg. Spíše než o rozdílných vlivech obou technik dokroku píší o možnostech zranění a jejich prevenci. S rostoucím objemem tréninku roste zatížení dolních končetin a pravděpodobnost zdravotních komplikací. Příčina problémů s okosticemi, únavových zlomenin bérce a přetížení příčné klenby nohy může být zapříčiněna dlouhodobým používáním techniky běhu s dokrokem na přední část chodidla, protože zde působí větší tlak na menší ploše.

Jiné měření, které proběhlo u nás, má odlišné výsledky. V případě běhu přes přední část chodidla byly změřeny větší působící síly, a to v oblasti příčné klenby (přední část chodidla). Při dokroku přes zadní část chodidla dosahuje maximální síla asi 1000 N (u 72kg běžce), což přibližně představuje čtvrtinové navýšení tělesné hmotnosti běžce.

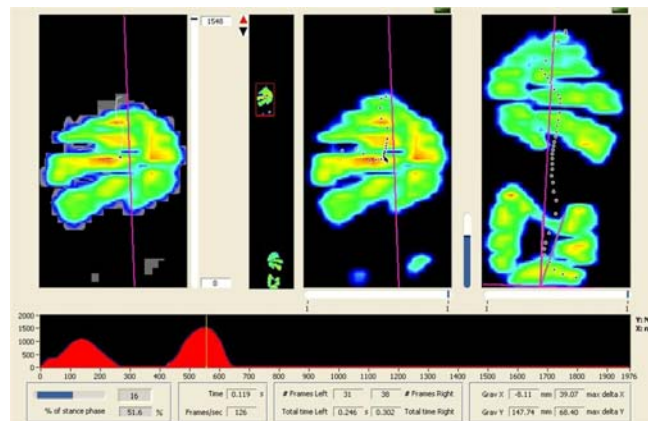
Při běhu přes přední část chodidla byla maximální síla rovna asi 1500 N, což představuje dvojnásobek tělesné váhy běžce. V tomto případě šlo o poměrně pomalý běh. Ve vyšších rychlostech mohou síly odpovídat troj- až maximálně čtyřnásobku tělesné hmotnosti běžce, což představuje enormní nároky na pohybový aparát. Důvodem vyššího silového působení u běhu přes přední část chodidla je také výrazně kratší oporová fáze. Při tomto měření se jednalo přibližně o 50 ms, což činí 1/5, resp. 1/6 času celé oporové fáze (Tvrzník, 2008).

Jak uvádí dále Tvrzník, toto měření bylo prováděno na tlakoměrné desce Footscan, na které jsou tisíce čidel, jež zaznamenávají silové rozložení i na malé ploše. Síly, které na nohu při běhu působí, se ale velmi liší při rozdílných rychlostech. Není možné přes desku nabíhat několikrát za sebou stejnou rychlostí. Měření se tedy muselo provádět



tak, že běžec jedním chodidlem došlápl na patu a druhým na špičku. Nevýhody tohoto měření jsou tedy malá délka desky a komplikovaná měřitelnost rychlosti. Což není až tak na závadu, důležitá je její rovnoměrnost při jednom přeběhu.

Výsledky měření zachycuje obrázek 25. Rozdíl působících sil vyjadřuje barevná symbolika, kdy žlutá, resp. červená barva znázorňuje zvětšující se sílu. Levá noha se dostala do kontaktu s podložkou nejprve přes přední část chodidla a pravá přes zadní část chodidla.



Obr. 25 Výsledky měření na desce Footscan (Tvrzník, 2008).

Měření použité v této práci nahrazuje nedokonalosti Footscanu a je přesnější. Tlakoměrná stélka pokryje celou plochu chodidla a díky běžeckému pásu je možné běžet určitou dobu stále stejnou rychlostí.

V České republice neproběhlo zatím mnoho měření s tak moderní technikou, která byla použita v tomto případě. Proto měření pro účely této práce bylo pouze orientační a v podstatě zkušební. S jinými měřeními ho nelze příliš srovnávat, protože byly použity zcela odlišné postupy.

Rozdílné výsledky různých experimentálních prací mohou být také způsobeny rozdílnou metodikou či chybou měření. Neustále se vyvíjejí také názory na funkci nohy formulované pomocí paradigmat, která se navzájem někdy velmi liší (Vařeka, Vařeková, 2009). To vše je třeba zohlednit při porovnávání naměřených hodnot s jinými daty.

Rychlostmi běhu byly zvoleny 8, 12 a 16 km/h. Jedná se o standardní rychlosti, které umožňují porovnání s jinými měřeními. Pro názornější demonstraci mohly být použity extrémněji rozdílné rychlosti, ale v tomto případě bychom byli omezeni technickými parametry běžeckého pásu.

Měření jsme prováděli s malým počtem probandů a u výsledků z takto malého vzorku bychom obtížně prokazovali statistickou významnost. Záměrem bylo pouze prokázání určité tendence.

Nejednotnost běžecké techniky byla očekávaná. Probandi se snažili dodržet zadané požadavky, ale jedinečnost individuálních stylů běhu se projevila (převážně pronace, supinace).

Reálná variabilita je podložena strukturálně (biomechanika ovlivněná např. úhlem krčku, průběhem osy subtalárního kloubu, výškou, hmotností, somatotypem, pohlavím atd.) i průběhem motorického vývoje. Každý člověk je svou chůzí i během do jisté míry jedinečný natolik, že konkrétně analýza chůze je v současnosti využívána k identifikaci osob. Navíc existuje i zřetelná intraindividuální variabilita vlivem jak řady vnitřních faktorů (např. únava, psychický stav), tak i faktorů vnějších (osvětlení) (Vařeka, Vařeková, 2009).

V rozsáhleším výzkumu by jistě došlo i ke standardizaci podmínek včetně stejného typu bot u všech probandů. Tlumicí efekt boty a její dynamická podpora s velkou pravděpodobností určitým způsobem ovlivňují výsledky měření, ale tento vliv není zcela zásadní.

Aktivitu svalů lze dokumentovat pomocí elektromyografie (EMG), nálezy různých autorů se ovšem liší. Příčinou může být různý rozsah souboru i metodika. Navíc žádný cyklický pohyb není při opakování nikdy proveden zcela shodně, což je zřejmé tím více, čím dokonalejší jsou diskriminační možnosti pozorovatele. Jiným problémem je, že vztah mezi EMG aktivitou a kinematickými parametry pohybu není ani zdaleka lineární (Vařeka, Vařeková, 2009).

## ZÁVĚR

Z výsledků měření vyplývá, že běh s dokrokem na přední část chodidla je charakteristický větším působením celkových tlaků v přední části chodidla. Také aktivita lýtkových svalů je vyšší. Doba oporové fáze, při udržení stejné rychlosti běhu, je kratší. Se zvětšující se rychlostí rostou i hodnoty prvních dvou veličin. Jsou zde tedy naměřeny větší hodnoty tlaku koncentrované do menší plochy než u běhu s dokrokem na zadní část chodidla. Z toho vyplývá, že tato technika je náročnější na práci lýtkových svalů a Achillovy šlachy a celkově na komplex dolních končetin. Čím větší vyvine běžec rychlost, tím vyšší zatížení musí dolní končetiny zvládnout. Ovšem na druhé straně je tento způsob běhu rychlejší než běh s dokrokem na zadní část chodidla, ačkoliv tento rozdíl je poněkud menší, než se očekávalo. Z toho vyplývá doporučení tuto techniku běhu využívat při vyšší výkonnosti a rychlostech, tedy především u atletů. V tomto případě je systém svalů trénovaného atleta připraven kompenzovat větší tlaky a je nutné běžet co nejekonomičtěji, tedy co nejrychleji odvinout chodidlo od podložky. Při nižší výkonnosti i rychlosti amatérského běžce je lepší běhat technikou s dokrokem na zadní část chodidla, neboť tlak se rozloží na větší plochu. Běžci z této kategorie využívají spíše menších rychlostí a běh je pro ně tedy šetrnější. Dochází zde sice k razantnějšímu dokroku na zadní část chodidla, ale to je v současnosti snadno řešitelné dobrou obuví.

Tato práce měla přispět k tomu, aby se na problematiku techniky dokroku začalo pohlížet z více úhlů. Je dobré rozdělovat běžce do skupin podle jejich výkonnosti, ambicí a běžeckých schopností a uvědomit si, že každý potřebuje něco jiného. Neexistuje pouze jedna varianta správné techniky dokroku, proto výsledky dávají za pravdu v podstatě zastáncům obou běžeckých technik. S tím rozdílem, že nepreferují ani jednu, pouze doporučují volit běžeckou techniku s ohledem na typ běžce.

Cíle a úkoly práce byly splněny a hypotézy, které byly předem stanoveny, byly měřeními potvrzeny. Během celého projektu se nevyskytly žádné výrazné komplikace.

Naměřené hodnoty nemají statistickou významnost, můžeme je tedy využívat jako orientační data, která mohou být dalším impulzem pro podrobnější výzkum a významnější měření. Přínosem této práce je využití zatím nepříliš vyzkoušených přístrojů, které jsou velice moderní a v České republice dostupné teprve krátce, proto může docházet k odlišnostem ve výsledcích podobně zaměřených studií, při kterých

bylo použito jiných technologií a postupů. Tato práce může posloužit jako výchozí bod pro eventuelní další zkoumání tohoto tématu, které zdaleka není vyčerpané.

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 1. vyd. Praha : Avicenum, 1987. 456 s. ISBN 08-102-87.
2. DOSTÁL, E. *Běh pro zdraví*. 3. vyd. Praha : Olympia, 1981. 172 s. ISBN 27-020-81.
3. DOSTÁL, E. *Sprinty*. 1.vyd. Praha : Olympia, 1985. 155 s. ISBN 27-035-85.
4. DOSTÁL, E., VELEBIL, V. *Didaktika školní atletiky*. 1. vyd. Praha : Karolinum, 1992. 260 s. ISBN 80-7066-257-3.
5. JEŘÁBEK, P. *Atletická příprava děti a dorost*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, a.s., 2008. 192 s. ISBN: 978-80-247-0797-6.
6. KERVITCER, J., BLÁHA, K. *Běhy na střední a dlouhé tratě a chůze*. 1. vyd. Praha : Olympia, 1981. 123 s. ISBN 27-024-81.
7. KNĚNICKÝ, K. et al. *Technika lehkootletických disciplín*. 3. vyd. Praha : SPN, 1977. 276 s. ISBN 14-355-77.
8. KOLEKTIV AUTORŮ. *Abeceda atletického trenéra*. 1. vyd. Praha : Olympia, a.s., 2003. 284 s. ISBN 27-005-2003.
9. KOLEKTIV AUTORŮ. *Bezpatová technika běhu*. [online]. 2007 [cit. 2010-03-10]. Dostupný z WWW: <[http://www.atletickytrenink.cz/Kratke\\_trate/bezpatova\\_technika\\_behu.php](http://www.atletickytrenink.cz/Kratke_trate/bezpatova_technika_behu.php)>.
10. KORBEL, V. *Přes paty nebo přes špičky?* [online]. 2007 [cit. 2010-03-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.behy.cz/2007112102-vladimir-korbel-pres-paty-nebo-spicky.html>>.
11. KORBEL, V. *Technika běhu I*. [online]. 2007 [cit. 2010-01-27]. Dostupný z WWW: <<http://www.behy.cz/2007103103-vladimir-korbel-technika-behu-i.html>>.

12. KUČERA, V., TRUKSA, Z. *Běhy na střední a dlouhé tratě*. 1. vyd. Praha : Olympia, a.s., 2000. 290 s. ISBN 27-095-2000.
13. MARTIN, D. E., COE, P. N. *Better training for Distance Runners*. 2nd edition. Human Kinetics Publishers, Inc., 1997. 434 s. ISBN 0-88011-530-0.
14. MĚKOTA, K., CUBEREK, R. *Pohybové dovednosti-činnosti-výkony*. 1. vyd. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. 163 s. ISBN 978-80-244-1728-8.
15. NEUMANN, G., HOTTENROTT, K. *Das Grosse Buch vom LAUFEN*. 1. Auflage. Meyer und Meyer, 2002. 566 s. ISBN 3-89124-911-X.
16. PETRAČIČ, B., RÖTTGERMANN, F.-J. *Optimiertes Laufen*. 2.Auflage. Meyer und Meyer, 1997. 139 s. ISBN 3-89124-390-1.
17. STEFFNY, H., PRAMANN, U. *Běh pro zdraví*. 1. vyd. Praha : Euromedia group, k. s. – Ikar, 2003. 224 s. ISBN 80-249-0163-3.
18. ŠIMO, M. *Odznak odbornosti: Atlet*. 2. vyd. Praha : Mladá fronta, 1986. 176 s. ISBN 23-049-86.
19. ŠTĚRBA, J., Běhejte jako Gebrselassie. *Run*, 2009, roč. 4 , č. 4-8, s. 28-33. ISSN 1802-0615.
20. TVRZNÍK, A., SOUMAR, L. *Běhání : Od joggingu po maraton*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, spol. s r. o., 1999. 120 s. ISBN 80-7169-858-X.
21. TVRZNÍK, A. *Chyby při došlapu* [online]. 2006 [cit. 2010-01-26]. Český. Dostupný z WWW: <<http://www.behej.com/2006120701-chyby-pri-doslapu.html>>.
22. TVRZNÍK, A. *Správná technika došlapu* [online]. 2006 [cit. 2010-01-26]. Dostupné z WWW: <<http://www.behej.com/2006113001-spravna-technika-doslapu.html>>.

23. TVRZNÍK, A. *Technika běhu a joggingu v detailu*. [online]. 2007 [cit. 2010-02-22]. Dostupné z WWW: <<http://www.behej.com/2007022602-technika-behu-a-joggingu-v-detailu.html>>.
24. TVRZNÍK, A. *Technika běhu: jogging vs. běh*. [online]. 2007 [cit. 2010-02-22]. Dostupný z WWW: <<http://www.behy.cz/2007022601-technika-behu-jogging-vs-beh.html>>.
25. TVRZNÍK, A. Vylad'te techniku pro vyšší výkon. *Run*, roč. 2, 2007, č. 6, s. 50-53. ISSN 1802-0615.
26. TVRZNÍK, A. *Řečí čísel: přes patu nebo špičku?* [online]. 2008 [cit. 2010-03-15]. Dostupné z WWW: <<http://www.behy.cz/2008010301-rci-cisel-pres-patu-nebo-spicku-.html>>.
27. TVRZNÍK, A. Naučte se správně běhat. *Run*, roč. 3, 2008, č. 1, s. 54-57. ISSN 1802-0615.
28. TVRZNÍK, A. Pružná lýtka vás donesou k úspěchu. *Run*, roč. 3, 2008, č. 5, s. 44-46. ISSN 1802-0615.
29. TVRZNÍK, A. Technické novinky. *Atletika*, roč. 62, 2010, č. 1, s. 43. ISSN 0323-1364.
30. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc : Univerzita Palackého, 2009. 124 s. ISBN 978-80-244-2432-3.
31. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 1997. 272 s. ISBN 80-7169-256-5.
32. VÉLE, F. *Kineziologie: Přehled kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha : Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
33. VESELÝ, J. Běhejte jako Gebrselassie? Nejdřív se ale naučte chodit! *Run*, roč. 4, 2009, č. 10, s. 12-15. ISSN 1802-0615.
34. VINDUŠKOVÁ, J., KAPLAN, A., METELKOVÁ, T. *Atletika*. 1. vyd. Praha : NS Svoboda, 1998. 64 s. ISBN 80-205-0528-8.

35. VOJTĚCHOVSKÝ, O. Vojtěchovský – *Běh naboso jako technické cvičení*. [online]. 2008 [cit. 2010-03-10]. Dostupné z WWW: <<http://www.ondrej-vojtechovsky.cz/content/view/205/61/>>.
36. *Vyšetření nohou při sportovním zatížení* [online]. 2010 [cit. 2010-01-29]. Dostupný z WWW: <[http://www.casri.cz/biomech\\_beh.htm](http://www.casri.cz/biomech_beh.htm)>.
37. *Vyšetření techniky došlapu* [online]. 2005 [cit. 2010-01-27]. Dostupné z WWW:<[http://casri.cz/web/index.php?option=com\\_content&view=article&id=67&Itemid=43](http://casri.cz/web/index.php?option=com_content&view=article&id=67&Itemid=43)>.
38. WESSINGHAGE, T. *Laufen*. 4. Auflage. München: BVL, 1999. 182 s. ISBN 3-405-14764-6.
39. WÖLLZENMÜLLER, F. *Běhání*. 1. vyd. České Budějovice : Kopp, 2006. 128 s. ISBN 80-7232-282-6.