

METODICKÁ KOMISE SL ČR

Hans - Ch. Holmberg, S. Lindinger, T. Stöggel, E. Eitzlmair a E. Müller:

Biomechanická analýze odpichu soupaž nejlepších běžců na lyžích

1. Oddělení fyziologie a farmakologie, Karolinského Institutu v Stockholme, Švédsko; 2. Åstrandová laboratoř Stockholmské univerzity vysoké školy fyzického vzdělání a sportů, Stockholm, Švédsko; 3. Oddělení sportovní vědy a kineziologie univerzity v Salzburgu, Rakousko;

Cíl výzkumu:

Biomechanická analýze odpichu soupaž (OS, DP) závodní rychlosti byla provedená pro racionální pochopení pohybu horních a dolních končetin tohoto způsobu běhu na lyžích.

Metoda:

Jedenáct nejlepších klasických lyžařů provedlo odpich soupaž na kolečkových lyžích na upraveném běhátku o 1° sklonu při rychlosti 85% jejich maxima ($V_{85\%}$). Odpich soupaž a reakční síly (tlaky) chodidel na podložku a spojené segmenty těla (loket, kyčel, koleno a kotník) s jejich vzájemnou polohou (úhly) mají charakteristické cyklické rysy. Pohybová analýza zapojení svalů horních, dolních končetin a trupu při OS byla provedená za pomoci elektromyografické metody (EMG).

Výsledky:

1) Soupažní model (optimální provedení OS) od začátku dosahuje vysoké svalové aktivity s následujícím aktivním silovým vrcholem (PPF) souvztažným s rychlosti $V_{85\%}$, ($r = 0.66$, $P < 0.05$);

2) Aktivní flexe (prolongačních modelů) loktu, kyčli, kolen, a hlezenních kloubů s minimálními úhly se vyskytují kolem bodu PPF, souvztažné s kyčlemi při zapíchnutí holí ($r = -0.89$, $P < 0.01$), minimálního úhlu loktu ($r = -0.71$), a relativního času OS ($r = -0.72$, $P < 0.05$);

3) U dvou skupin (A a B) s různou strategií odpichu soupaž se skupina strategie A (nejlepší lyžaři) vyznačovala vyšší rychlosti ohybu v loktech a kyčlích, menším minimálním úhlem v lokti ($P < 0.01$) a kyčli ($P < 0.05$), a vyšším silovým vrcholem PPF ($P < 0.05$);

4) EMG aktivita svalstva trupu testovala specifické modely (A a B) s následnou změnou úrovně aktivace flexoru kyčli, ramen, svalů lokte, a několik svalů dolních končetin;

5) EMG aktivita svalů dolních končetin ukázala, že odpich soupaž vyžaduje víc než jenom práci horní části těla.

Závěry:

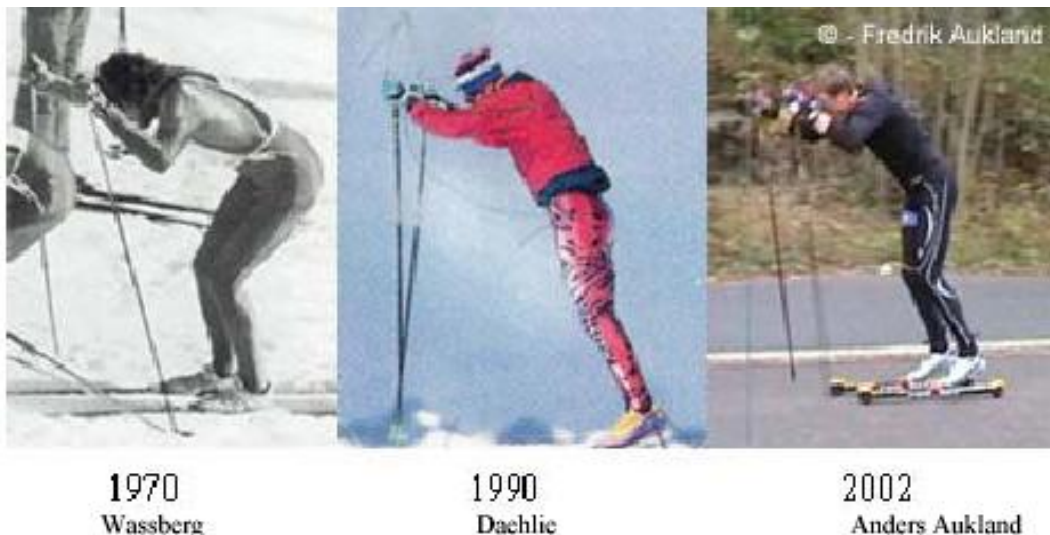
Bylo zjištěno, že soupažný odpich (SO) je komplexní pohyb, na kterém se účastní svaly horní i dolní části těla. Podle míry zapojení svalových skupin výslední pohyb ukazuje různé strategie OS vztahujících se k několika biomechanickým aspektům. Futurologie by měla dále vyšetřovat vztah mezi biomechanikou a fyziologickými proměnnými a propracovanými výcvikovými modely zlepšit výkon SO.

Klíčová slova: EMG, SÍLA, KINEMATIKA, LYŽOVÁNÍ, TECHNIKA

Význam soupažného odpichu (OS) jako hlavní klasické techniky se v moderním běžecském lyžařském závodění během posledních dvou dekad (23) zvýšil. K tomu vývoji přispělo několik faktorů:

Lepší příprava běžecských tratí značně přispěla k zlepšení technických parametrů lyží a holí, které pak zvýšily předtím jenom zlomkové využití OS v průběhu závodu. Odpich soupaž se také ukázal být ekonomičtější, zvláště v ploché části tratě (7). Počátky bruslicí techniky v r. 1980 a zařazení sprintů během minulých roků ještě více zdůraznili potřebu tréninku síly a vytrvalosti horní části těla. Následek tohoto tréninku vede k fyziologickému přizpůsobování, které jsou pro

OS významná. Bylo vykonáno několik studií vyšetřování fyziologických aspektů techniky SO (2,5,6,8,10–14,17–20,22,26,27,29,30).



V porovnání několika studií, které popisují a vysvětlují podrobně techniku OS z biomechanického hlediska (9,15,16,25), Hoffman a další (9) poukázal na to, že zvýšení submaximální síly bylo přidružováno ke zvýšení počtu cyklu OS s neměnnou délkou. Smith a další (25) demonstrovali, že rychlejší lyžaři mají větší pohybový rozsah a vyšší úhlové rychlosti při počátečném ohybu (flexi) loktů a při jejich následovném vyrovnání (extenzi). Zjistili, že rychlejší lyžaři ve srovnání s pomalejšími, začali fázi zapíchnutí holí ve zvýšené poloze paží vzhledem k trupu a ten byl šikměji blíže k vertikální rovině. Toto potvrdili Millet a další (15,16) zkoumáním efektivity rychlosti a sklonu pohybových a kinematických aspektů OS. Získali další důležité informace o velikosti působení síly (tlaku) na hole. Dále zjistily že zvýšení rychlosti jízdy bylo dosaženo zvýšením síly (tlaku) na hole a zrychlení cyklu doprovázelo zkrácení fáze působení síly (tlaku) i fáze uvolnění (doby regenerace) v každém OS. Při aplikaci OS na strmějších sklonech zjistili, že fáze působení síly na hole zůstává stejná, ale fáze uvolnění se ještě zmenší.

Žádné dřívější výzkumy při analýze odpichu soupaž nevyužívaly metodu EMG.

Při vzájemném porovnání kyslíkové spotřeby (VO_{2max}) horních a dolních končetin během odpichu soupaž (27) byla tato vyšší u dolních končetin. Ačkoli bylo již dříve ukázáno, že při OS hraje horní část těla významnou roli, optimální transfer síly na podložku přes hole může být dosažen nejenom pažemi a břišními svaly, ale též aktivním pohybem nohou. Během každého cyklu ohybu (flexe) a narovnění (extenze) kyčlí, kolen a hlezenních kloubů dolních končetin, jde kromě funkce stability postoje lyžaře i o možnost společného působení na přemístění těla. Toto umožní lyžaři využít větší hmotnost těla na zvětšení impulsu síly. Pro hlubší porozumění biomechaniky odpichu soupaž (OS) je potřeba analyzovat horní i dolní končetiny těla se zvláštním zřetelem na jejich vzájemné ovlivňování průběhu pohybového cyklu.

Specifickým cílem současného výzkumu bylo vykonat komplexní biomechanickou analýzu techniky odpichu soupaž (DP) v běhu na lyžích závodní rychlosti za účelem základním způsobem analyzovat komplexní mechanismy OS a podpořit hypotézy, které aspekty přispívají k výkonu odpichu soupaž. Tato studie navazuje na předchozí práce a rozšiřuje je o analýzu obou částí těla za použití kombinace pohybových, kinematických a elektromyografických měřících metod, který byl vykonán na nejlepších mužských běžcích na lyžích.

METODIKA VÝZKUMU:

Téma:

Jedenáct nejlepších běžců na lyžích (členové švédského družstva U 23 a juniorů národních mužstev), 21 +/- 1.8 let (20 –25let), 179.1 +/- 4.7 cm (171–185cm), a 70.6 +/- 8.0 kg (56–83kg) se dobrovolně přihlásily jako subjekty výzkumu. Lyžaři byly obeznámení s kolečkovým lyžováním na běhátku, jako součástí jejich tréninku a testu. Měli klasické hole délky 151 +/- 4 cm (143–155cm). Jejich průměrné VO_2max bylo 72.3 +/- 3.8 ml/kg/1·min⁻¹ (65 – 80ml/kg), změřeného v průběhu klasického lyžování na běhátku s použitím ergospirometrů systému (AMIS 2001, Innovision A/S, Odense, Dánsko).

Charakteristika subjektů: Všichni lyžaři znali celou informativní povahu výzkumu předtím, než dali své písemné svolení účasti. Výzkum techniky a experimentální protokol byl schválen etickým výborem Univerzity v Umeå, Švédsko (č. 03 - 080).

Měření:

Definice cyklu odpichu soupaž:

Jeden cyklus OS odpichu soupaž byl definován jako fáze od začátku kontaktu holí s podložkou (zemi), po následující kontakt holí s podložkou. Každý cyklus OS odpichu soupaž (C) byl rozdělen do fáze odpichu (PP) a fáze uvolnění (RP) holemi. Všechny údaje byly průměrem minimálně pěti cyklů u každého lyžaře.

Kinetika:

Síla tlaku na hole a chodidla:

Všichni lyžaři používali závodní hůlky z karbonových vláken. Pravá hůlka byla speciálně zkonstruovaná pro měření síly s přizpůsobitelnou délkou od 140 do 165 cm, která umožňovala lyžaři nastavit délku vzhledem k preferované individuální 84% +/- 0.5% výšky těla. Hlavní směr reakční síly na hole byl měřen převodníkovým měřidlem silového napětí při 2000 Hz (Hottinger–Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Německo) vážícím 60 gr., který byl nainstalován v lehkém (75 gr.) hliníkovém těle, namontovaným přímo pod uchopením (poutkem) pravé hole. Převodník síly na hůl byl kalibrován za použití specifického kalibračního aparátu s rozdílnou 10-ti násobnou standardní hmotností (5–50 kg). Validita tlaku síly na hůl byla pak vykonaná imitacemi 30 soupažných odpichů na podložku AMTI (2000 Hz) (AMTI, Watertown, MA). Průměrná absolutní chyba pro kompletní fázi odpichu byla 3.8%. To je ekvivalent pro průměrnou maximální odchylku ve fázi uvolnění - 8% (- 20 Newtonu) a vyskytuje se poblíž maximální síly 10% a (26 N) v poslední třetině fáze odpichu. Byl determinován absolutní a relativní vrchol působení síly na hůl ($PPF_{abs.}$ a $PPF_{rel.}$), čas vyvrcholení tlaku síly na hůl (TPPF), absolutní a relativní impuls síly na hůl (IPF_{abs} a IPF_{rel}). Všechny relativní hodnoty byly vyjádřené v procentním podílu tělesné hmotnosti (BW).

Vertikální reakční síly chodidla na podložku bylo zaznamenané mobilním systémem Pedar (Nova GmbH, Mnichov, Německo) (100 Hz), sestávající se dvou tlakových distribučních stélek obuví každá s 99 kapacitními senzory, datový záznamník s flešovou kartou (8 MB), a soupravou kabelu. Celková velikost chodidla byla rozdělená na 50% přední délky (FF-tlak přední) a na zadní část chodidla (RF-zadní tlak). Kalibrace stélek obuví byly vykonané s použitím cejchovacího zařízení Pedar. Tento dovolil všechny senzory stélek obuví kalibrovat homogenním tlakem vzduchu v jednoduché proceduře, podporované počítačem. Validita stélky obuví byla vykonaná 30 imitacemi OS silových tlaků chodidel na podložku AMTI, střední odchylka byla 2.6% nad časovým průběhem, kterým byla síla vyvíjeného tlaku chodidla na stélku obuví po celou dobu cyklu OS pod AMTI s maximem 6% (25 N).

Relativní impulsy plantární síly (IF) byly stanovené pro FF a RF během celého cyklu OS ($IF_{FF-C\ rel}$, $IF_{RF-C\ rel}$), v průběhu fáze odpichu PP ($IF_{FF-PP\ rel}$, $IF_{RF-PP\ rel}$), a během fáze uvolnění RP ($IF_{FF-RP\ rel}$, $IF_{RF-RP\ rel}$).

Kinematika.

Důležité spoje končetin (úhly: loket, kyčel, koleno a kotník) byly měřeny goniometry (potenciometrem: Megatron, Mnichov, Německo; tensometry: Penny & Giles Controls Ltd., Cmwfelinfach, UK) při 2000 Hz. Kalibrační měření byla vykonaná pětkrát při 90°, 180° (loket, kyčel, a kolenní kloub), a 110° (kotníkový kloub). Úhlové hodnoty byly vypočtené ze středních hodnot údajů odpovídajícího napětí (Volt). Analýza 2D video (50 Hz) byla vykonaná pro dokumentaci pohybového modelu odpichu soupaž OS (sériové fotografie) a rozřídění lyžařů do diferencovaných strategických skupin odpichu soupaž. Jedna kamera byla umístěná pro filmování v sagitální (předozadní) a druhá ve frontální (boční) rovině. Každého lyžaře nezávisle a náhodně vizuálně hodnotily na videozázname tři vyškolení výzkumníci (z autorské skupiny) a tři mezinárodně (FIS Světový pohár) osvědčení trenéři běhu na lyžích (externí skupina) se speciálním zaměřením na pohybové zákonitosti ramenních a loketních kloubů.

Úkolem hodnocení bylo vytvořit písemné popisy identifikace charakteristik, kterými se mezi sebou liší někteří lyžaři v diferencované strategii odpichu soupaž. Shodné klíčové znaky od šesti expertu byli využívané jako kritéria pro klasifikaci diferencovaných strategických skupin soupažného odpichu. Statistiky byly pak využity na stanovení rozdílů mezi skupinami vztahujících se k změřeným biomechanickým variabilitám (viz Statistika).

Pro každý soupažný cyklus byla stanovená celková doba cyklu (CT) a relativní čas soupaže CT (PT_{abs} a PT_{rel}), absolutní i relativní doba zotavení (RT_{abs} a RT_{rel}) ($RT = CT - PT$). Soupažní frekvence (Pf) byla vypočtená z údajů působení síly na hole.

Měření EMG.

EMG aktivita byla měřená vzorkovací frekvenci 2000 Hz. Neupravené analogové signály byly převedené na digitální (DAQ 700 A/D card–12 bitů, National Instrument, U.S.) uložená do dvou počítačů PDa (měřící napěťový rozsah +/- 5 V). EMG signály byly hardwarovou pásmovou propustí (10–500 Hz při 3 dB) odstranění rušivé signály nízkých ale i vysokých frekvencí. Vstupní impedance byla 10 GOhm a společný činitel potlačení módu byl 120 dB. Elektrody, dvoupólové Aa/AgCl povrchové elektrody (zformované do kruhu o průměru 18 mm gélové plochy s železnou kontaktní plochou průměru 10 mm -) se vzdálenosti vnitřních elektrod 30 mm (Skintact, Leonhard Lang GmbH, Innsbruck, Rakousko), tyto byly připojené k jednotlivým diferenciálním zesilovačům (zesílení až 5000).

Elektrody byly umístěné souběžné k směru na povrchu vláken svalového bříška podle mezinárodních norem (4), a byly umístěné na: m.pectoralis major (PMA-velký prsní sval), m.latissimus dorsi (LD-Široký sval zádový), m.teres major (Tma-Velký sval oblý), m.rectus abdominis (RA-přímý sval břišní), m.obliquus externus abdominis (OBLe-zevní šikmý sval břišní), m.erector spinae (ES-L4-vzpřimovač páteře), m.triceps brachii (TRI-sval trojhlavý pažní), m.biceps brachii (BIC-dvojhavý sval pažní), m.flexor carpi ulnaris (FCU-vnitřní ohýbač zápěstí), m.gluteus maximus (GMA-velký hýžďový sval), m.tensor fasciae latae. (TFL- napínač stehenní povázky), m.rectus femoris (RF-přímý sval stehenní), m.vastus medialis (VM-vnitřní stehenní sval), m.vastus lateralis (VL-zevní hlava čtyřhlavého stehenního svalu), m.biceps femoris (caput longum) (BF- dvouhlavý sval stehenní), m.gastrocnemius (caput laterale) (GAS- dvouhlavý sval lýtkový), m.soleus (SOL-šikmý sval lýtkový), m.tibialis anterior (TA-přední sval holenní), a m.peroneus longus (PL-sval lýtkový dlouhý). Referenční elektrody byly spojené mezi patelou (čéškou) a sternum (kostí). Před fixací elektrod, byl povrch kůže oholen, lehce obroušen, odmaštěn a dezinfikován alkoholem.

Předzpracování EMG a normalizace amplitudy MVC.

Před všemi výpočty proměnných EMG, byly základní signály EMG procesorem MVC normalizované tímto způsobem: Prvotní zkušební data EMG byla nejprve filtrovaná digitální pásmovou propustí, (10–300 Hz; Butterworth second order) k úplnému odstranění rušivých nízkých a vysokofrekvenčních signálů které nebyly úplně potlačený filtrem analogové pásmové propustnosti (28). Frekvenční mez filtru byla založená na zrakové kontrole používáním rychlé Fourierové transformace. Ještě před zpracováním byly opraveny celovlnní data. Normalizace amplitud signálů EMG, maximálních volních izometrických kontrakcí cvičení (MVC) byla provedená pro každý sval, který byl předtím u všech lyžařů náležitě trénován (1).

Na předcházejícím tréninkovém procesu se aktuálně měřila maximální volní izometrická kontrakce (MVC) a při cvičení se používaly různé postoje a polohy za účelem vybrat cvičení pro vytvoření nejvyšší EMG aktivity pro každý sval. U každé osoby trval MVC test 2 až 3 sekundy a byl proveden třikrát s 30 sek. odpočinkem mezi každým testem. Prvotní data nejlepšího z tří testů MVC byla pak předzpracovaná stejným způsobem jako zkušební data (filtr pásmové propustnosti, celovlnná korekce). Pak byly nejvyšší střední hodnoty všech posunujících se oken za 250 mikrosekund aplikované na MVC data pro každý sval a převzatá jako referenční hodnota (100%) pro amplitudovou normalizaci, odpovídajících zkušebních EMG dat.

Kvantifikace amplitudy EMG.

Kvantifikace amplitudy EMG pro každý sval byla vykonaná výpočtem integrované EMG (IEMG) charakteristiky vývoje tenze svalu a EMG_{vrchol} pro vysvětlení a porovnání nezvyklé intenzity aktivace rozmanitých svalů. IEMG byl vypočten z předzpracované MVC normalizace údajů testu EMG pro dobu fáze PP, RP, a C, vyjádřeného v jednotkách. ($\%MVC \cdot s^{-1}$). Pro odhad a srovnání aktivace relativní maximální intenzity rozmanitých svalů při odpichu soupaž, byla normalizovaná hodnota EMG_{vrchol} determinovaná s MVC ($\%MVC$),. Předzpracování a normalizace MVC testových EMG dat byla filtrovaná 50 Hz dolní propustí pro vytvořený lineárního obalu, dovolujícího objasnit tendenci maximálních hodnot podle opravdu špičkové aktivace EMG vyjma krátkodobé EMG_{vrchol} . Maximální hodnoty filtrovaných křivek u PP, RP, a C byla definovaná jako EMG_{vrchol} pro každý sval a pro odpovídající fázi. Hodnoty IEMG a EMG_{vrchol} každého svalu byly podle používání rozříděné do nízké, střední, a vysoké standardizace (Tabulka 1). Pro obě proměnné kategorie byla nastavená nízká kategorie pro hodnoty menší než -0.5, střední kategorie pro z- hodnoty mezi -0.5 až +0.5, a vysoká kategorie pro z- hodnoty větší než +0.5.

Svalová sekvence a úroveň aktivace.

Pro analýzu koordinačních modelů (svalové sekvence) OS, byl stanoven začátek a posun svalové aktivity. Práh začátku posunu byl definován jako úroveň +2SD nad spodním základním signálem při odpočinku (3), který byl měřen v uvolněné pasivní pozici za 30 sek. Pro rozeznání když je sval v kontrakci, musel být překročen minimální čas jeho zapojení o 20 ms nad definovaným prahem (3). V průběhu aktivace každé svalové sekvence můžeme charakteristiku analýzy pozorovat v preprocesoru MVC – normalizace, jako křivku masivního zvýšení aktivace, nebo snížení úrovně EMG. Pro označení těchto profilů byla vyvinutá následující metoda: 1) filtrovaná dolní propust předzpracování MVC – normalizace.

TABULKA 1. EMG_{vrchol} , EMG_{rms} , a IEMG kategorie vypočtené z - standardizaci. Střední hodnota (x-prům.) a směrodatná odchylka (SD) pro EMG_{vrchol} a příslušné IEMG byly vypočtené jako hodnoty všech svalů lyžařů pro cyklus soupažného odpichu. x-prům. a SD pro EMG_{rms} byl vypočten pro definování sekce.

Variabilita	kategorizace EMG úrovně		
	Nízká	Střední	Vysoká
z- hodnoty	$z < x_p - 0.5SD$	$x_p - 0.5SD < z < x_p + 0.5SD$	$x_p + 0.5SD > z$
EMG _{vrchol}	<70%MVC	70–150%MVC	>150%MVC
EMG _{rms}	<18%MVC	18–57%MVC	>57%MVC
IEMG	<13 jedn. (%MVC*s ⁻¹)	13–24 jedn. (%MVC*s ⁻¹)	>24 jedn. (%MVC*s ⁻¹)

Signály EMG vytvoří hladký lineární projev (28) s ještě identifikovatelnými lokálními minimy a inflexními body, příslušné (12 Hz dolní propusti); a 2) lokálních minim a inflexních bodů byly vypočítané softwarem IKE - master (IKE - Software Solutions, Salzburg, Rakousko) na základě matematických standardů a byly používány jako značka pro počáteční a konečné body periody ze zřetelně diferencovanou aktivaci EMG intenzity vyskytující se v průběhu fáze zapojení každého svalu. V dalším kroku byl vypočítán EMG_{rms} za periodu definovaných sekcí a každá hodnota EMG_{rms} byla rozříděná do nízkého, středního a vysokého používání z- standardizace (tabulka 1) se stejným druhem nastavení jako při používání pro IEMG a EMG_{vrchol} (nízký = z- význam méně než - 0.5; střední = z- význam mezi -0.5 až +0.5; vysoký = z- význam vyšší než +0.5). tato metoda dovolila odhad změny v intenzitě aktivity EMG během zapojení každého svalu ilustrovaného v sekvenčních grafech svalu (Obrázek. 3, a B)

Shromáždování a analýza dat.

Všechny data, kromě působení tlaku (sily) na chodidla, byla soustředěná kompletním měřicím systémem (Biovision, Werheim, Německo) sestávajících z dvou vstupních boxů s 16 kanály připojenými k A/D konvertorovým kartám (DAQ 700 A/D card–12 bitovým) a dvěma přenosnými kapesními PC (Compaq iPAQ H3800) na evidenci kinetických a kinematických EMG dat pro další offline analýzu. Synchronizace mezi dvěma datovými záznamníky, kamerami a samostatným mobilním systémem Pedar (síla na chodidla) byly řízené bleskovým světlem a synchronizačním signálem poslaným na jeden kanál každého datového záznamníku, iniciovaného startem mobilního systému Pedar. Proces všech dat byl řízen softwarem IKE - master (IKE - Software Solutions).

Souhrnné údaje a protokoly.

Všechny testy byly vykonané během 10 denní periody na motoricky poháněném běhátku (Rodby, Sodertalje, Švédsko) speciálně určeného pro testy na kolečkových lyžích. Pro vyloučení změny jízdního odporu použily lyžaři stejný pár kolečkových lyží (Pro - Ski C2, Sterners, Nyhammar, Švédsko). Před testem na běhátku byly lyžaři zabezpečeni pracovním polohovacím pásem pověšeným na stropu. Typ běhátka byl vybrán na dosažení standardních podmínek experimentu měření, ve srovnání s terénem. 1°sklon běhátka byl vybrán ze dvou důvodů:

- 1) Soupažní technika závodní rychlosti je převážně používána na plochem terénu,
- 2) Jako kompenzace nedostatku odporu vzduchu při vykonávání testu na běhátku v laboratoři.

Sklon běhátka byl analogický dřívějším fyziologickým výzkumům zkoumání soupažné techniky v laboratorních podmínkách(12,17). Nejdříve byl soupažný test vykonán stupňovanou intenzitou pro určení maximální soupažné rychlosti (V_{max}) jízdou na kolečkových lyžích na běhátku se stálým sklonem 1°. Stupňovaný test začal při rychlosti 9 km/hod. a zvyšoval se o 3 km/hod. po každé 4 min. periody zátěže s 1 min. odpočinkem až do vyčerpání. Rychlost V_{max} byla vypočtená za použití rovnice $V_{max} = V_f + (t/240) \times 3$ km/hod.), kde V_f byla konečná rychlost dokončené vynaložené práce (km/hod.), t - doba poslední pracovní náplně (v sek.), a 3 km/hod. byl rychlostní rozdíl (ΔV) mezi posledními dvěma pracovními zátěžemi. Druhá kinetická a kinematická EMG analýza odpichu soupaž byla vykonaná při 85% z individuálně vypočtené V_{max} ($V_{85\%}$), která byla 6.8 m/sek. +/- 0.4 m/sek (6.2–7.3 m/sek.) a srovnatelná s rychlým 10 km klasickým závodem. Relativní rychlost byla vybrána pro stejnou relativní tréninkovou intenzitu pro interindividuální porovnání a egalizaci podmínek pro všechny lyžaře.

TABULKA 2: Charakteristika cyklu odpichu soupaž při $V_{85\%max}$. Síly, které působí na hůl a síly na chodidla, V_{max} (n - 11); významné jsou střední hodnoty - SD.

	Variabilita	+/- SD (střední hodnoty)
Cyklus	CT (s)	1.13 +/- 0.09
	PT _{abs} (s)	0.30 +/- 0.03
	PT _{rel} (% cyklu)	26.9 +/- 2.9
	RT _{abs} (s)	0.83 +/- 0.09
	RT _{rel} (% C)	73.1 +/- 2.9
	Pf (Hz)	0.89 +/- 0.07
Síla tlak na hole	PPF _{abs} (N)	235.1 +/- 62.6
	PPF _{rel} (% BW)	32.1 +/- 7.5
	TPPF (s)	0.10 +/- 0.02
	IPF _{abs} (N·s ⁻¹)	36.4 +/- 5.9
	IPF _{rel} (%BW·s ⁻¹)	4.9 +/- 0.5
Síla tlaku na chodidla	IFFF _C rel (%BW·s ⁻¹)	16.6 +/- 6.9
	IFRF _C rel (%BW·s ⁻¹)	26.7 +/- 7.3
	IFFF _{PP} rel (%BW·s ⁻¹)	5.8 +/- 2.7
	IFRF _{PP} rel (%BW·s ⁻¹)	9.5 +/- 1.9
	IFFF _{RP} rel (%BW·s ⁻¹)	10.9 +/- 5.9
	IFRF _{RP} rel (%BW·s ⁻¹)	17.2 +/- 5.9

CT (s) - čas cyklu; PT_{abs} (s) - absolutní čas soupaže; PT_{rel} (% cyklus),- relativní čas soupaže; RT_{abs} (s),- absolutní doba uvolnění; RT_{rel} (% cyklus),- relativní doba uvolnění; Pf (Hz),- soupažná frekvence; PPF_{abs} (N),- absolutní max. síla na holích; PPF_{rel} (% BW), relativní max. síla na hole; TPPF (s), čas působení max. síly na hole; IPF_{abs} (N),- absolutní impuls síly na hůl; IPF_{rel} (% Bs⁻¹),-relativní impuls síly na hole; IFFF_C rel (% BWs⁻¹),-relativní impulsy síly přední části nohy během cyklu; IFRF_C rel (% BWs⁻¹),- relativní impulsy síly zadní části nohy v průběhu cyklu; IFFF_{PP} rel (% BWs⁻¹),- relativní impulsy síly přední části nohy v průběhu fáze odpichu; IFRF_{PP} rel (% BWs⁻¹),- relativní impulsy síly zadní části nohy v průběhu fáze odpichu; IFFF_{RP} rel (% BWs⁻¹),- relativní impulsy síly přední části nohy v průběhu fáze uvolnění; IFRF_{RP} rel (% BWs⁻¹), relativní impulsy síly zadní části nohy v průběhu fáze uvolnění.

Statistika.

Všechna data byla vypočtená konvenčními procedurami s obvyklou kontrolou a představovala možnosti (\bar{x} prům.), rozsah ($x_{min} - x_{max}$), a standardní odchylky (+/-SD). Na kontrolu statistických rozdílů mezi skupinami různých strategií odpichu soupaž (video analýza), které se týkaly biomechaniky proměnných veličin, byl aplikován Mann–Whitney U-test. Dvě skupiny odborníků vykonaly a porovnal testy pro všechny kinematické a kinetické variability EMG za použití Pearsonovho produktu–momentového korelačního koeficientu.

Statisticky významní pro všechny analýzy byla odchylka P - 0.05 (%). Všechny statistické testy byly zpracované za použití softwarů SPSS 11.0 (SPSS Inc., Chicago, ILLINOIS) a Office Excel 2003 (Microsoft Corporation, USA).

VÝSLEDKY.

Charakteristické rysy cyklu odpichu soupaž.

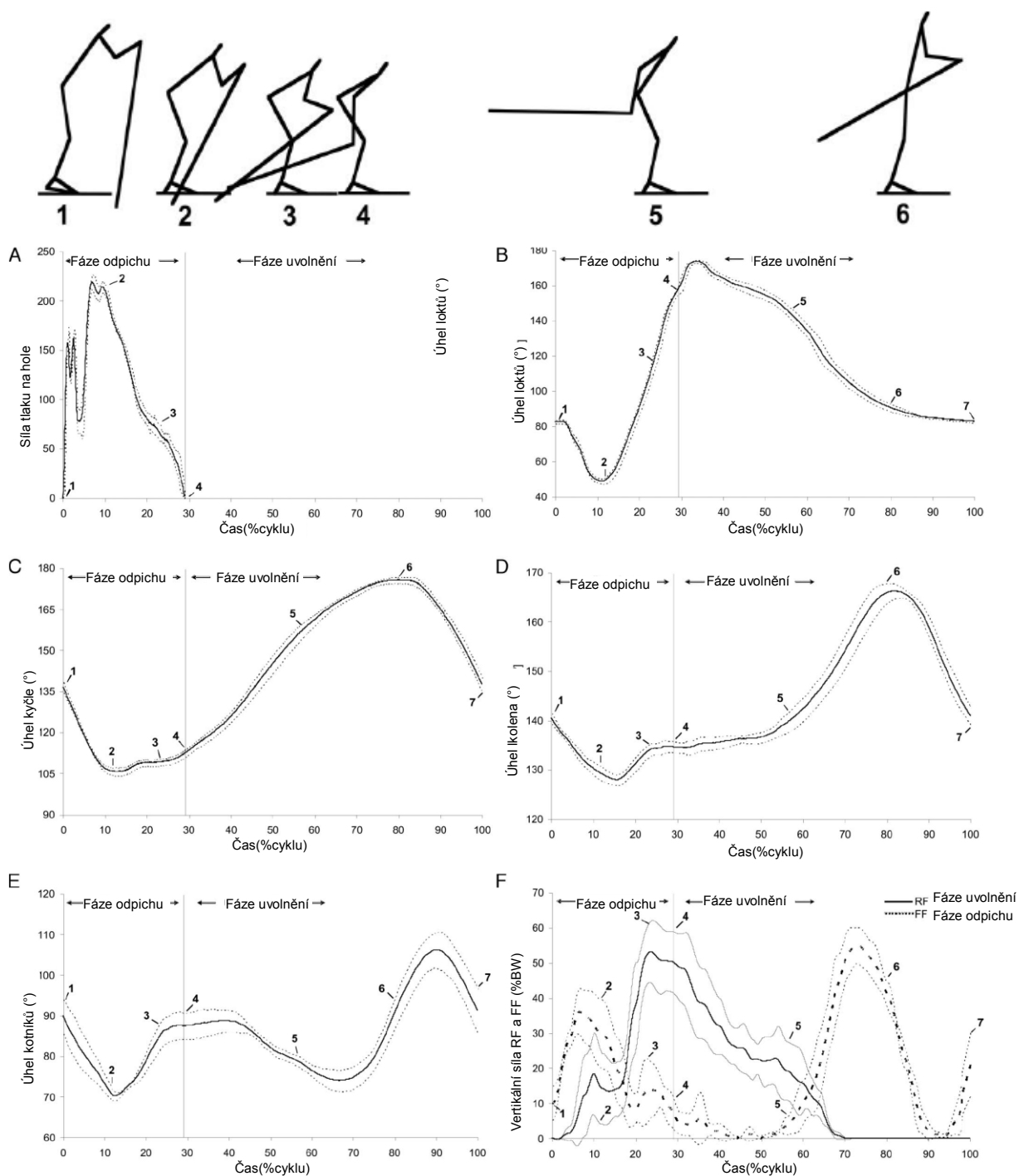
Kinetická a kinematická variabilita se nachází v tabulce 2. a obrázcích 1., A–F. CT bylo 1.13 sek. +/- 0.09 sek. (1.01–1.30sek.). PT bylo 0.30sek. +/- 0.03 sek (0.25– 0.34sek.), odpovídající do 26.9% +/- 2.9% (22.1–30.1%) CT. RT bylo 0.83 sek +/- 0.09 sek (0.72–1.01 sek), 2.8 časy

delší než PT. Pf byl 0.89 Hz +/- 0.07 Hz (0.77– 0.99 Hz), odpovídajícím 53 cyklům odpichu za minutu (46 –59).

Působení síly na hole.

Základní charakteristická křivka síly tlaku na hůl pro celou skupinu běžců (obrázek. 1. A, a tabulka 2.) ukázala zřetelný nárůst síly na začátku kontaktu hole s podložkou. Následoval poměrně vysoký vzestup síly až do bodu PPF - 0.10 sek, +/- 0.02 sek (0.07– 0.13sek.). Toto odpovídalo hodnotám kolem časového bodu 31.9% (24–40%) PP, kdy se objevil minimální úhel v lokti. Poslední třetina PP se vyznačovala poklesem výsledných hodnot PF směrem k nule, která se zpomalila v poslední třetině PP. PPF_{abs} bylo 235 +/- 63 n (162–346) a PPF_{rel} 32.1 7.5%BW (22– 44). IPF_{abs} bylo 36.4 +/- 5.9 N·s (27.2– 47.5), což korespondovalo s IPF_{rel} z 4.9 +/- 0.5%BW·s (4.1–5.8).





Obrázek 1: Pohybové a kinematické charakteristiky jednoho cyklu odpichu soupaž u lyžaře při $V_{85\%max}$. Časy drah jsou střední hodnoty \pm SD. Časový průběh výsledné síly na hůl (A), úhlu lokte (B), úhlu kyčle (C), úhel kolena (D), úhel kotníku (E), a vertikální tlak reakční síly na plochu v přední a zadní části chodidla (F). Data primární skupiny jsou prezentována v tabulkách 2 a 3.

Úhly kloubů.

Základní hodnoty kloubů - úhly a časy drah pro celou primární skupinu jsou popisované s následujícími variabilitami (obrázek. 1, B–E a tabulka 3). Na začátku kontaktu hůlky s podložkou byly vzájemné úhly v loktech $104^\circ \pm 19^\circ$ (83–144°), kyčlích $136^\circ \pm 14^\circ$ (111–146°) a kolenních

kloubech $150^\circ \pm 14^\circ$ ($118 - 177^\circ$). Úhlová minima byla v průběhu PP na konci počáteční fáze ohybu v loktech $69^\circ \pm 21^\circ$ ($39 - 105^\circ$), kyčlích $101^\circ \pm 16^\circ$ ($73 - 121^\circ$), kolen $138^\circ \pm 14^\circ$ ($116 - 165^\circ$), a bérceových kloubech $86^\circ \pm 11^\circ$ ($73 - 106^\circ$) navzájem.

TABULKA 3. Kinematické charakteristiky cyklu OS při $V_{85\%}$ z V_{max} (N - 11), jsou zmíněné hodnoty - SD.

	Variabilita	střední hodnota +/- SD
Loket	$EA_{start\ PP} (^\circ)$	104 +/- 19
	$EA_{min\ PP} (^\circ)$	69 +/- 21
	$EA_{end\ PP} (^\circ)$	160 +/- 10
	$FT_E (s)$	0.09 +/- 0.02
	$ET_E (s)$	0.19 +/- 0.02
	$AV_{E\ flex\ PP} (^\circ s^{-1})$	370 +/- 171
Kyčel	$HA_{start\ PP} (^\circ)$	136 +/- 14
	$HA_{min\ PP} (^\circ)$	101 +/- 16
	$HA_{end\ PP} (^\circ)$	102 +/- 17
	$HA_{max\ RP} (^\circ)$	170 +/- 8
	$FT_H (s)$	0.13 +/- 0.03
	$ET_H (s)$	0.69 +/- 0.09
	$AV_{H\ flex\ PP} (^\circ s^{-1})$	248 +/- 76
Kolena	$KA_{start\ PP} (^\circ)$	150 +/- 14
	$KA_{min\ PP} (^\circ)$	138 +/- 14
	$KA_{end\ PP} (^\circ)$	141 +/- 16
	$KA_{max\ RP} (^\circ)$	167 +/- 6
	$FT_K (s)$	0.15 +/- 0.06
	$ET_K (s)$	0.82 +/- 0.16
Kotníky	$AA_{min\ PP} (^\circ)$	86 +/- 11
	$AA_{end\ PP} (^\circ)$	96 +/- 5
	$ET_A (s)$	0.19 +/- 0.07
	$AA_{min\ RP} (^\circ)$	95 +/- 14
	$AA_{max\ RP} (^\circ)$	105 +/- 8

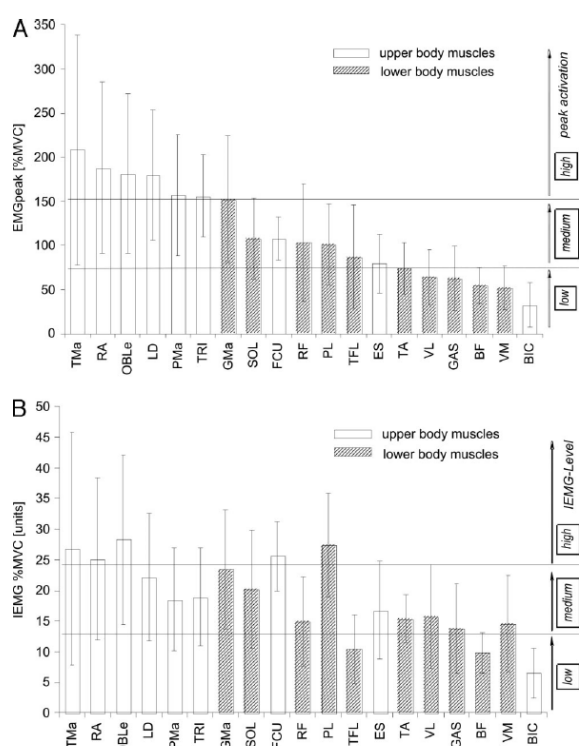
$EA_{start\ PP} (^\circ)$ - úhel loketní na začátku fáze soupaže; $EA_{min\ PP} (^\circ)$, - minimální úhel lokte ve fázi odpichu; $EA_{end\ PP} (^\circ)$ - úhel lokte na konci soupažné fáze; $FT_E (s)$ - čas flexe lokte v soupažné fázi; $ET_E (s)$ - čas extenze lokte ve fázi odpichu; $AV_{E\ flex\ PP} (^\circ s^{-1})$ - úhlová rychlost flexe lokte ve fázi odpichu; $HA_{start\ PP} (^\circ)$ - úhel kyčlí na začátku fáze odpichu; $HA_{min\ PP} (^\circ)$ - minimální úhel kyčlí ve fázi odpichu; $HA_{end\ PP} (^\circ)$ - úhel kyčlí na konci fáze odpichu; $HA_{max\ RP} (^\circ)$, - maximální úhel kyčlí ve fázi uvolnění; $FT_H (s)$ - čas flexe kyčle ve fázi odpichu; $ET_H (s)$ - čas extenze kyčle od $HA_{min\ PP}$ do $HA_{max\ RP}$; $AV_{H\ flex\ PP} (^\circ s^{-1})$, - úhlová rychlost kyčle flexe ve fázi odpichu; $KA_{start\ PP} (^\circ)$, - úhel kolen na začátku fáze kontaktu holí (odpichu?); $KA_{min\ PP} (^\circ)$, - minimální úhel kolen ve fázi odpichu; $KA_{end\ PP} (^\circ)$, - úhel kolen na konci fáze odpichu; $KA_{max\ RP} (^\circ)$, - maximální úhel kolen ve fázi uvolnění; $FT_K (s)$, - čas flexe kolen během fáze odpichu; $ET_K (s)$, - čas extenze kolen od $KA_{min\ PP}$ do $KA_{max\ RP}$; $AA_{min\ PP} (^\circ)$, - minimální úhel kotníku - ve fázi odpichu; $AA_{end\ PP} (^\circ)$, - úhel kotníku na konci fáze odpichu; $ET_A (s)$, - čas extenze kotníku ve fázi odpichu; $AA_{min\ RP} (^\circ)$, - minimální úhel kotníku ve fázi uvolnění; $AA_{max\ RP} (^\circ)$, - maximální úhel kotníku ve fázi uvolnění.

Podle minimálních úhlů flexe kloubů bylo pořadí absolutních časů během PP u loktů 0.09 sek +/- 0.02 sek (0.07– 0.12sek), kyčlí 0.13 sek, +/- 0.03 s (0.09–0.19sek), a u kolen 0.15 sek, +/- 0.06 sek (0.10–0.32sek).

Vzájemné úhlové rychlosti flexe kolena a kyčle během soupažné fáze byly $370^{\circ} \pm 171^{\circ} \cdot s^{-1}$ ($105-689^{\circ}$) a $248^{\circ} \pm 76^{\circ} \cdot s^{-1}$ ($155-408^{\circ}$), V průběhu PP na konci extenze lokte byl úhel $160^{\circ} \pm 10^{\circ}$ ($141-172^{\circ}$), a absolutní čas extenze lokte byl $0.19 \text{ sek} \pm 0.02 \text{ sek}$ ($0.15-0.22 \text{ sek}$). Příslušně úhly kyčlí a kolen byly na konci PP $102^{\circ} \pm 17^{\circ}$ ($77-130^{\circ}$) a $141^{\circ} \pm 16^{\circ}$ ($121-175^{\circ}$),

Počínaje druhou polovinou fáze PP, hlezenní klouby ukázaly mírný náběh ohybu chodidel s minimálním úhlem v kotníku $86^{\circ} \pm 11^{\circ}$ ($73-106^{\circ}$), a končícího úhlem $96^{\circ} \pm 5^{\circ}$ ($91-101^{\circ}$) na konci fáze PP. Absolutní čas extenze hlezenních kloubů způsobených plantární flexí byl $0.19 \text{ sek} \pm 0.07 \text{ sek}$ ($0.10-0.27 \text{ sek}$). Během poslední třetiny RP dosáhly úhly navzájem absolutních maximálních hodnot: u kyčlí $170^{\circ} \pm 8^{\circ}$ ($158-178^{\circ}$), kolen $167^{\circ} \pm 6^{\circ}$ ($160-171^{\circ}$), a kotníků $105^{\circ} \pm 8^{\circ}$ ($100-117^{\circ}$). Absolutní časy extenze kyčle a kolenních kloubů od minimálního, ve fázi PP až po maximum fáze RP, byly navzájem $0.69 \text{ sek} \pm 0.09 \text{ sek}$ ($0.51-0.83 \text{ sek}$) a $0.82 \text{ sek} \pm 0.16 \text{ sek}$ ($0.50-1.09 \text{ sek}$),

Plantární síly.



OBRAZEK 2: Hodnoty - EMG_{vrchol} (A) a IEMG (B) analyzovaných svalů těla v průběhu OS (odpichu soupaž při 85% z Vmax. Údaje jsou střední hodnota \pm SD. Úrovně EMG_{vrchol} a IEMG byly rozříděné do úrovní: HH (vysoká-vysoká), HM (vysoká-střední), MH (střední-vysoká), MM (střední-střední), ML (střední-nízká), LM (nízká-střední), a LL (nízká-nízká). Kategorizace úrovně a zkratky pro svaly jsou definované v metodách sekci.

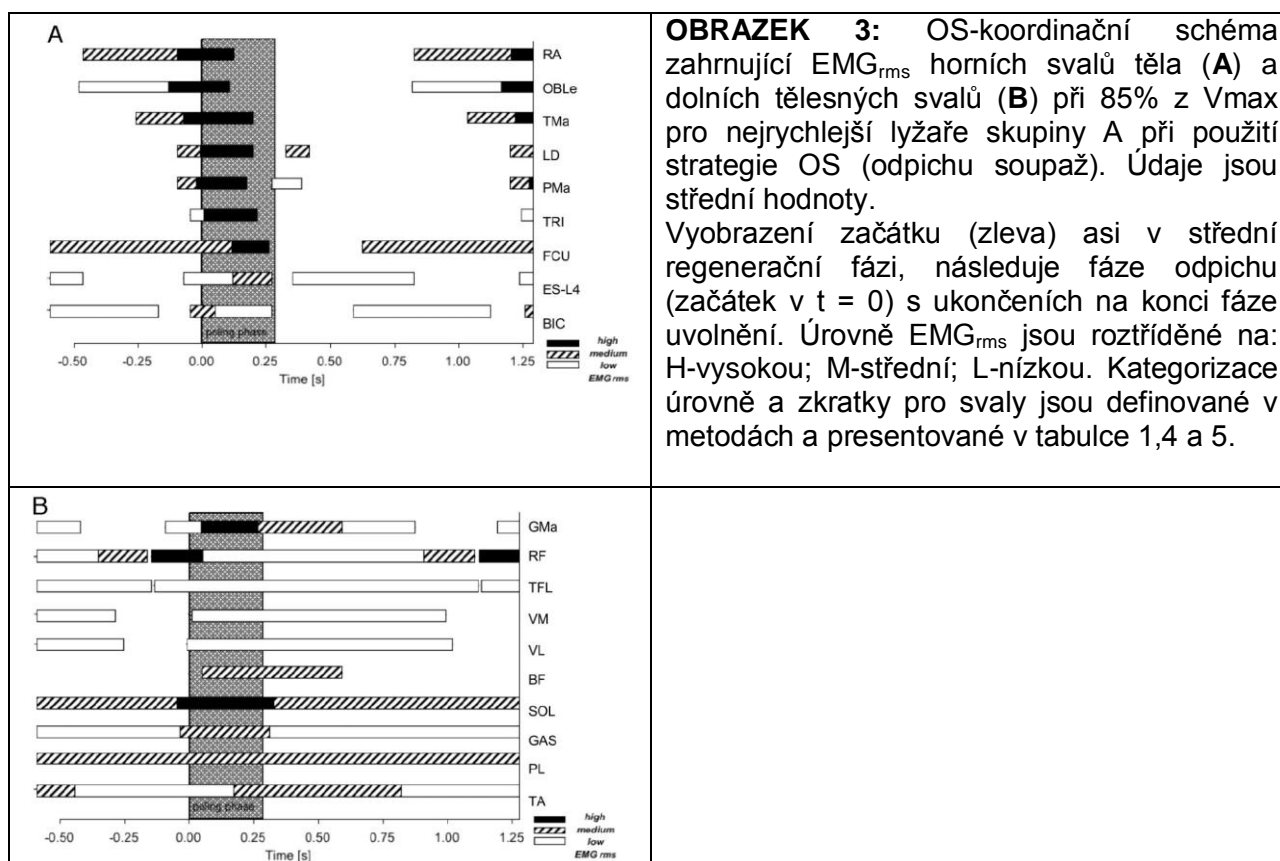
Analýza přenosu plantární síly mezi FF a RF v průběhu kompletního cyklu OS ukázala, že lyžaři zatěžují převážně RF, vyjádřenou $IF_{RF_C_rel} 26.7\% \pm 7.3\% BW \cdot s$, které bylo 60.8% vyšší než $IF_{FF_C_rel}$ ($16.6\% \pm 6.9\% BW \cdot s$), a též vyššími hodnotami relativního silového impulsu RF ve srovnání s FF, samostatně vypočteného pro PP a RP (obrázek. 1F a tabulka 2). Nicméně, v průběhu kompletního cyklu OS bylo charakteristické alternativní schéma zatížení mezi RF a FF (obrázek. 1F). V průběhu PP se rapidně zvýšila zátěž na RF, současně s plantární flexí (obrázek. 1E) a dosahovala nejvyšších hodnot na konci fáze. Potom se u lyžařů v průběhu fáze RP ukázalo kontinuální klesající zatížení na RF, u některých dokonce s poklesem až k nule a s následovným zřetelným vyvrcholením síly na FF, v průběhu druhé polovině RP.

EMG úrovně.

Hodnoty měřených svalů EMG_{vrchol} a IEMG (obrázek. 2. A a B) byly vypočtené pro všechny lyžaře jako skupinu a rozříděné dle dosažených hodnot z - skóre (tabulka 1) do: HH (vysoká-vysoká), HM (vysoká-střední), MH (střední-vysoká), MM (střední-střední), ML (střední-nízká),

LM (nízká-střední), a LL (nízká-nízká). Abdominální svaly (RA a OBLe) a extensory ramen TMa byly jedinými, které ukázaly model HH. Pro LD a PMa, bylo pozorované schéma HM. Mezi svaly rukou FCU se ukázal model MH. TRI měl model HM, a BIC schéma LL, zatímco EMG úroveň u ES - L4 byla MM.

Uprostřed měření jsou svaly dolní části těla: GMa a PL, které měly nejvyšší aktivaci, ale ukázaly opačné vzory (HM a MH). Ohýbač kyčle (RF) měl úroveň aktivace MM a extensor kolena (TFL) ukázal schéma aktivace ML. EMG úroveň pro BF byla LL, zatímco VL a VM ukázal aktivaci podle vzorce LM. Při dolních končetinách, SOL a TA ukázaly model aktivace MM a pro GAS byl model LM.



Tab.4: A. Horní svaly těla

m. rectus abdominis	RA	přímý sval břišní
m. obliquus externus abdominis	OBLe	zevní šikmý sval břišní
m. teres major	TMa	Velký sval oblý
m. latissimus dorsi	LD	Široký sval zádový
m. pectoralis major	PMa	velký prsní sval
m. triceps brachii	TRI	sval trojhlavý pažní
m. flexor carpi ulnaris	FCU	vnitřní ohýbač zápěstí
m. erector spinae	ES-L4	vzpřimovač páteře
m. biceps brachii	BIC	dvojhlavý sval pažní

Tab.5: B. Dolní svaly těla

m.gluteus maximus	GMa	velký hýžďový sval
m. rectus femoris	RF	přímý sval stehenní

m. tensor fasciae latae	TFL	napínač stehenní povázky
m. vastus medialis	VM	vnitřní stehenní sval
m. vastus lateralis	VL	zevní hlava čtyřhlavého stehenního svalu
m. biceps femoris (caput longum)	BF	dvouhlavý sval stehenní
m. soleus	SOL	šikmý sval lýtkový
m. gastrocnemius(caput laterale)	GAS	dvouhlavý sval lýtkový
m. peroneus longus	PL	lýtkový sval dlouhý
m. tibialis anterior	TA	přední sval holenní

Svalové sekvence (EMG).

Aktivace a deaktivace svalů při koordinaci pohybu OS včetně úrovně EMG_{rms} jsou demonstrovány u nejrychlejšího lyžaře skupiny (obrázek. 3, a B). Na začátku druhé poloviny fáze RP se analyzované svaly zapojovaly do činnosti v následujícím pořadí:

- 1) flexory trupu (RA, OBL) se střední a vysokou aktivací EMG_{rms} na počátku a potom současně s RF změnou do vyšší úrovně krátce před zapíchnutím holí;
- 2) TMA na začátku střední aktivace a pak těsně před zapíchnutím holí stoupající do vysoké EMG_{rms} ;
- 3) flexor kyčlí (RF, TFL) po krátké aktivaci následuje přerušení z příslušné vysoké do nízké aktivity EMG_{rms} ;
- 4) extenzory ramen (LD, PMA) a GMA se aktivují ze střední a příslušné nízké úrovně EMG_{rms} , těsně před zapíchnutím holí;
- 5) TRI z nízké EMG_{rms} aktivace změny na vysokou se shoduje s momentem zapíchnutí holí, ES - L4 (nízká EMG_{rms}), a BIC (střední EMG_{rms});
- 6) VL a VM z nízké aktivace EMG_{rms} v čase zapíchnutí holí;
- 7) BF se střední aktivací EMG_{rms} krátce po zapíchnutí holí;
- 8) FCU jako poslední sval se střední úrovní aktivace EMG_{rms} .

V průběhu PP všechny analyzované svaly ukázaly úplnou - nebo částečnou změnou časovou aktivitu úrovně EMG_{rms} . Svaly horní části těla se v průběhu PP deaktivovaly (vypínaly) sekvenčním způsobem, na rozdíl od svalů dolních končetin, které byly aktivní během celého PP. Abdominální svaly RA a OBL, ukazující vysokou EMG_{rms} aktivaci, byly deaktivovány první poblíže středního bodu PP. Extenzory ramen TMA, LD, a PMA s vysokou aktivitou EMG_{rms} tuto ukončily v průběhu poslední třetiny PP. TRI byl jako další sval vypnut z činnosti přímo před koncem PP, následován změnou FCU od střední k vysoké EMG_{rms} aktivity poblíže středního bodu PP. PP ES - L4 a BIC byli jako poslední svaly vypnuté na samém konci pohybu. V průběhu druhé části PP ukázali střední a nízkou úroveň příslušné EMG_{rms} . Všechny analyzované svaly nohou (SOL, GAS, PL, TA) byly aktivní v průběhu celého DP cyklu a ukazovali variabilní úroveň EMG_{rms} . Jediný sval dolních končetin, který vykazoval vysokou aktivitu EMG_{rms} v průběhu fáze PP, byl SOL. Kyčle a stehenní svaly demonstrovaly poněkud nestandardní schéma aktivizace. GMA ukázal vysokou úroveň EMG_{rms} v průběhu celého období PP, změna k střední EMG_{rms} přímo před koncem PP, a odpojování po krátké fázi v druhé polovině RP. RF se měnil z vysokého na nízký EMG_{rms} v průběhu první části PP, a vypnutí (přerušení aktivace) krátce před koncem fáze RP při střední úrovni EMG_{rms} .

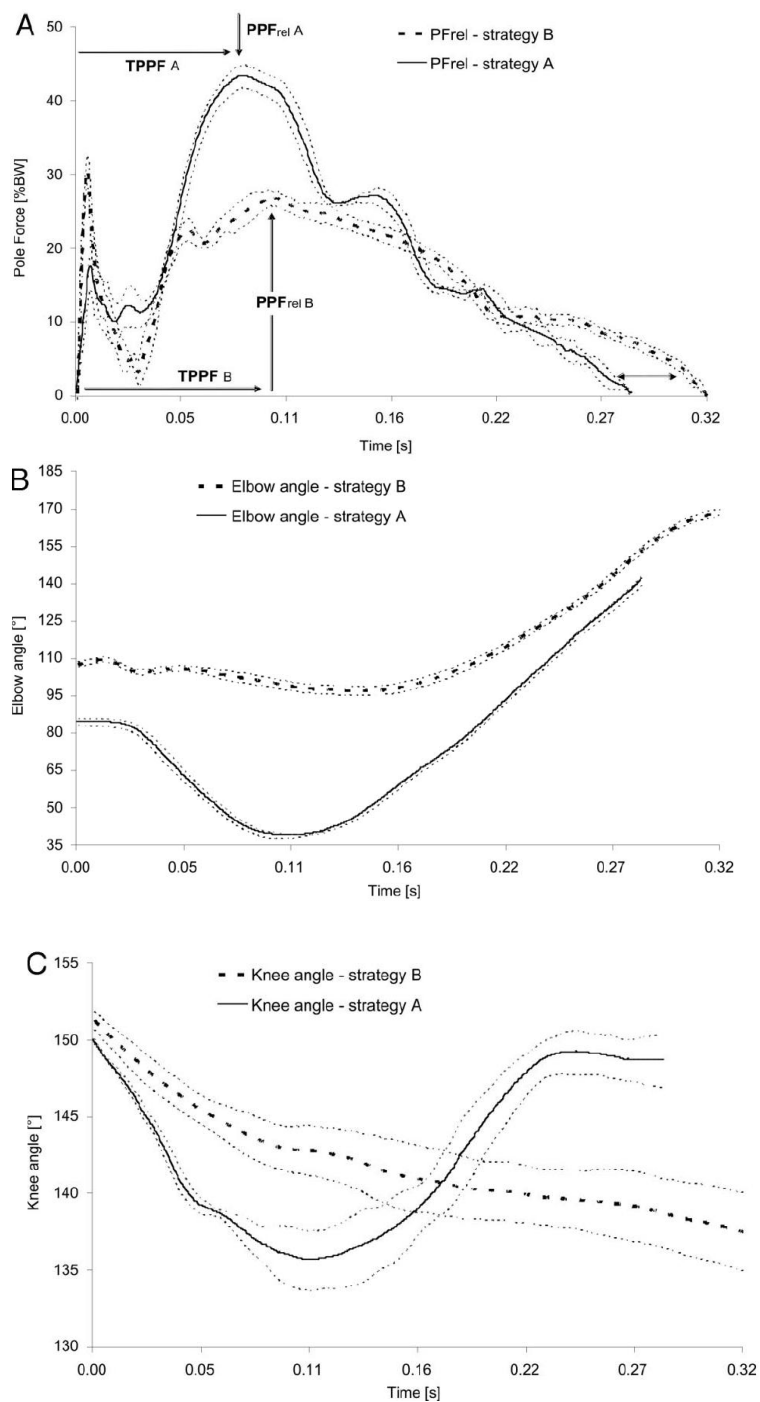
Dvě různé strategie OS.

Vyhodnocení pohybových modelů OS za použití 2D videa ukázalo, že z 11 členné skupiny se 4 lyžaři vyznačovali zřetelně vyšší abdukci ramenních kloubů (znak 1) a menšími úhly loktu při zapíchnutých holích (znak 2), rychlejšími (znak 3), a zřetelně více ohnutými lokty (znak 4) a kyčelní klouby (znaky 5 a 6) a v průběhu úplně fáze dynamickým odpichem (znak 7) (obrázek. 4, A–C a tabulka 4). Toto schéma bylo pojmenované "široké lokty" (WE) a specifikováno jako strategie OS A. Další čtyři lyžaři byli s relativně opačnými pohybovými znaky zřetelně seskupeni vzhledem k těmto sedmi charakteristikám.

Tento opačný model byl pojmenován "úzkým loktem" (NE) a specifikován jako strategie OS B. Další dva lyžaři byli posuzováni blíže k strategii A, když nashromáždili šest ze sedmi charakteristických vlastností (kromě menších loketních úhlů u regulované soustavy holí). Jeden lyžař spíše realizoval schéma strategické skupiny B: šest ze sedmi charakteristik (kromě abdukci ramenního kloubu). Výsledky statistického porovnání těchto dvou skupin jsou uvedené v tabulce 4.

Lyžaři používající OS strategii A (N = 6), včetně nejrychlejších lyžařů, ukázaly různé charakteristiky: vyšší sílu na hole PPF_{rel} ($P < 0.05$), kratší $TPPF$ ($P < 0.05$), a vyšší IPF_{rel} ($P < 0.05$) ve srovnání s lyžaři používajícími strategii OS B (N = 5) (obrázek. 4A a tabulka 4).

Kromě toho, PT_{rel} bylo kratší ($P < 0.05$) a RT_{rel} bylo delší ($P < 0.05$). S ohledem na používání strategie OS loketního kloubu, ukázali lyžaři skupiny A menší $EA_{start PP}$ ($P < 0.01$), menší $EA_{min PP}$ ($P < 0.01$), vyšší $AVE_{flex PP}$ ($P < 0.01$), a vyšší $AMPL_{E ext PP}$ ($P < 0.05$) ve srovnání se strategickou B skupinou (obrázek. 4B a tabulka 4). Navíc, jejich pohybové schéma kolena a kyčle se vyznačovalo menším $KA_{min PP}$, $HA_{start PP}$, $HA_{min PP}$ (všechno $P < 0.05$), a vyšším $AV_{H flex PP}$ ($P < 0.01$) (tabulka 4, obrázek. 4C). Šest lyžařů používajících strategií A (WE schéma) ukázalo vysokou aktivitu EMG_{vrchol} a $IEMG$ u TMa ve srovnání se střednou nebo nízkou EMG hladinou LD. Pět lyžařů používalo strategií B (NE schéma) a ukázalo opačnou reakci při vysokém EMG_{peak} a $IEMG$ u LD ve srovnání se střední nebo nízkou úrovní EMG u TMa.



OBRÁZEK 4: Porovnání působení síly na hole - **A**, křivky úhlu loktu - **B**, a kolen - **C** mezi dvěma osobami reprezentujícími dvě různé strategie odpichu soupaž (A a B). Doba běhu byla míněná \pm SD.

Strategie A: - silové působení na hole, vyšší PPF_{rel}, kratší TPPF, vyšší IPF_{rel}, a kratší PT_{rel};

Strategie B: - silová působení na hole, nižší PPF_{rel}, delší TPPF, a delší PT_{rel}. PPF_{rel}, relativní vyvrcholení síly na hole; TPPF, čas vyvrcholení síly na hole; PT_{rel}, relativní doba odpichu.

Korelační analýza. Absolutní rychlost při 85% z V_{max} ($V_{85\%}$) korelovala s absolutním vrcholem síly na hůl. (PPF_{abs}) ($r = 0.70$), relativní vrchol síly na hůli PPF_{rel} ($r = 0.66$), úhlová rychlost v loketní flexi v průběhu PP ($AV_{E\ flexe\ PP}$) ($r = 0.80$), minimální úhel kolen během PP ($KA_{min\ PP}$) ($r = -$

0.72) (všechno $P < 0.05$), a minimální úhel loktů - v průběhu PP ($EA_{\min PP}$) ($r = - 0.88$, $P < 0.01$). PPF_{rel} koreloval s $EA_{\min PP}$ ($r = - 0.71$), relativního času odpichu hůlkou (PT_{rel}) ($r = - 0.72$), relativní dobou uvolnění (RT_{rel}) ($r = 0.72$), času extenze v loketním kloubu během PP (ET_E) ($r = - 0.79$) (všechno $P < 0.05$), a úhel kyčel na začátku PP ($HA_{start PP}$) ($r = - 0.89$, $P < 0.01$). Maximální úhel kotníku v průběhu RP ($AA_{max RP}$) koreluje s PPF_{abs} ($r = 0.82$) a absolutním impulsem síly na hole (IPF_{abs}) ($r = 0.76$) (oba $P < 0.05$). Frekvence odpichu (Pf) korelovala s absolutní dobou uvolnění (zotavení) (RT_{abs}) ($r = - 0.94$, $P < 0.01$), časem extenze kyčle až k maximálnímu úhlu v průběhu RP (ET_H) ($r = - 0.89$, $P < 0.01$), a časem extenze kolen až k maximálnímu úhlu v průběhu RP (ET_K) ($r = - 0.81$, $P < 0.05$). Hodnoty EMG_{peak} a IEMG pro svaly LD (dolních končetin) a TM_a korelovali navzájem ($r = - 0.62$ a $r = - 0.70$, oba $P < 0.05$).

TABULKA 4. významné rozdíly v kinetických a kinematických variabilitách mezi skupinami používajícími strategii soupažného odpichu (DP) **A** (počet: $n = 6$) a strategií **B** ($n = 5$) při rychlosti 85% V_{max} ; hodnoty - SD (OS) jsou průměry.

Variabilita OS	strategie A (N - 6)	strategie B (N - 5)	P
PPF_{rel} (% BW)	36 +/- 7	27 +/- 4	+/- 0.05
TPPF (s)	0.08 +/- 0.01	0.11 +/- 0.02	+/- 0.05
IPF_{rel} (%BW·s ⁻¹)	5.3 +/- 0.4	4.7 +/- 0.4	+/- 0.05
PT_{rel} (% cyklus)	24 +/- 3	28 +/- 2	+/-0.05
RT_{rel} (% cyklus)	76 +/- 3	72 +/- 2	+/-0.05
$EA_{start PP}$ (°)	89 +/- 5	112 +/- 11	+/-0.01
$EA_{\min PP}$ (°)	55 +/- 9	86 +/- 17	+/-0.01
$AV_{E flex PP}$ (°+/-s ⁻¹)	485 +/- 131	233 +/- 92	+/-0.01
$AMPL_{E ext PP}$ (°)	102 +/-8	76 +/- 9	+/-_0.05
$KA_{\min PP}$ (°)	129 +/- 7	152 +/- 11	+/-0.05
$HA_{start PP}$ (°)	127 +/- 9	148 +/- 7	+/-0.05
$HA_{\min PP}$ (°)	92 +/- 14	111 +/- 14	+/-0.05
$AV_{H flex PP}$ (°+/-s ⁻¹)	291 +/- 77	195 +/- 27	+/-0.05

PPF_{rel} (% BW),- relativní špičková síla na hole; TPPF (s),- čas vyvrcholení síly na hole; IPF_{REL} (%BW·s⁻¹),- relativní impuls síly na hole; PT_{rel} (% cyklus),- relativní čas odpichu; RT_{rel} (% cyklus),- relativní doba zotavení; $EA_{start PP}$ (°),- úhel lokte na začátku fáze odpichu; $AV_{E flexe PP}$ (°·s⁻¹),- úhlová rychlost při flexi loktů ve fázi odpichu;

$EA_{\min PP}$ (°),- minimální úhel loktu ve fázi odpichu; $AMPL_{E ext PP}$ (°),- amplituda extenze loktu ve fázi odpichu; $KA_{\min PP}$ (°),- minimální úhel kolen ve fázi odpichu; $HA_{start PP}$ (°),- úhel kyčlí na začátku fáze odpichu; $HA_{\min PP}$ (°),- minimální úhel kyčlí ve fázi odpichu; $AV_{H flexe PP}$ (°·s⁻¹),- úhlová rychlost ohybu kyčlí ve fázi odpichu s výše uvedeným spojeným přesunem kolenních a hlezenní kloubů, demonstrovaného OS pro závodní běžce na lyžích je víc než jen práce horní části těla.

DISKUSE

Hlavní závěry z prezentace výzkumu byly následující:

- 1) charakteristický model inicializačního působení síly na zapíchnuté hole s následovným dalším aktivním vyvrcholením s (PPF) pozitivní korelací rychlosti při 85% V_{max} u lyžařů v průběhu odpichu soupaž (DP);
- 2) Minimální úhly pohybového vzoru flexe – extenze v loktech, kyčlích, kolenech, a hlezenních kloubech se vyskytovali u PPF. Mezi úhlem kyčlí při zapíchnutí holí s menším úhlem loktů v průběhu odpichu, a jeho relativním časem byla negativní korelace
- 3) U dvou různých strategií odpichu soupaž (A a B), bylo shledáno, že strategii A používali nejlepší lyžaři a je charakterizovaná: a) vyšší úhlovou rychlostí flexe loktu a kyčlí, b) menšími úhly loktu, kyčlí a kolen, c) vyšším sílovým tlakem na hole, d) kratší fází odpichu.
- 4) během první poloviny fáze odpichu byla nejvíc znatelná EMG aktivita trupu (RA a OBL_e) a následná specifická účast svalů: flexoru kyčlí (RF), extenzoru zad (ramen) (PMa, LD, a TMa), a extenzoru loktů (triceps brachii).
- 5) Společná EMG aktivita svalů dolních končetin společně s výše uvedeným pohybem v kolenou a hlezenních kloubech demonstrováno odpichu soupaž pro soutěžní běžce na lyžích je víc než jen práce svalů horní části těla.

Síla tlaku na zapíchnuté hole.

Všichni lyžaři ukázali jasné pohybové schéma přípravy fáze odpichu (PP), stávající z vysoké výchozí polohy se zřetelnou extenzí kyčlí, kolen, a hlezenních kloubů. "Vysoké hip – vysoké patové" schéma a jasný posun osobní váhy vpřed (předklon směřující kupředu) se projevil zvýšením tlaku na přední část chodidel v průběhu poslední části fáze uvolnění (RP) (obrázek. 1, C–E; Tabulka 3).

Toto můžeme pozorovat ve velikých amplitudách extenze těchto kloubů až k nejvyšším hodnotám kompletního soupažného (DP) cyklu, který se objevuje v průběhu poslední třetiny relaxační fáze (RP) (tabulka 3). Funkčnost role vysoké počáteční polohy těla byla podporovaná:

- 1) pozitivní korelací soupažního modelu "vysokých podpatků" (vysoké $AA_{max\ RP}$) před zapíchnutím holí a vyvrcholením impulsu síly na hole (PPF_{abs} a IPF_{ABS}).
- 2) vyvrcholení působení síly na hole (PPF_{abs}) korelovalo pozitivně s rychlostním provedením odpichu soupaž (DP).

Předešle charakteristiky křivky vývoje tlaku na hole v technice OS (DP) byly popisované stručně a nebyly diskutované podrobně (15,16,21). Zjistily jsme, že výsledná reakční síla inicializovaná zapíchnutím holí do podložky měla dva vrcholy. První vrchol síly se vyskytl při nárazu hrotů holí na podložku (zemi), pak následovalo druhé a vyšší vyvrcholení aktivizace sil (PPF) indukujících vysoký podnět síly na hole pro pohon dopředu. Můžeme předpokládat, že sílový impuls na zapíchnuté hole vyprovokuje reaktivaci několika svalů s vysokou nebo střední aktivační úrovní: Krátce před zapíchnutím holí (obrázek. 3, A a B) se toto objevuje u ohýbačů trupu (RA a OBL_e), ohýbačů kyčlí (RF), a extenzoru ramen (TMa, LD, a PMa).

Doporučujeme provést tuto funkční reaktivaci vyšší svalovou ztuhlostí, která připraví tělo na náraz při zapíchnutí holí do podložky a stabilizuje zapojené klouby během této krátké fáze začátku PP.

Časy vyvrcholení síly a vývoj špičkového tlaku na hole.

Maximální účinek síly s následovným vysokým poměrem vývoje tlaku do bodu PPF se objevil po přibližně 0.10 sek. Na důležitost hlediska nejkratšího času k dosažení špičkové síly na hole (TPPF) při OS (DP) upozorňoval již Hoff a další (6), poukazujíc na přímý vztah mezi zkrácením doby TPPF a zlepšenou pracovní ekonomikou.

V prezentovaném výzkumu jsme nenašli korelaci mezi TPPF (dobou) a $V_{85\%}$ (z max. rychlosti). Třebaže zde mohou být variace mezi lyžaři v submaximálních pracovních zatíženích, je pravděpodobné, že TPPF je víc důležitá pro výkonnost v odpichu soupaž (DP) při vysokých lyžařských rychlostech, kde schopnost produkovat sílu se může stát limitujícím faktorem kvůli

obrácenému vztahu mezi silou a rychlostí kontrakce. Zde byla přímá korelace pro obojí: relativní i absolutní PPF (síly) při $V_{85\%}$ (rychlosti), ukazuje důležitost vytváření vysoké PPF pro dosažení vysoké rychlosti v OS (DP).

Za poznámku stojí, že lyžaři používající strategie **A** ukázali kratší TPPF při $V_{85\%}$, vyšší PPF_{rel} , a vyšší impuls síly na hole (IPF_{rel}) (obrázek 4A, tabulka 4), charakterizující specifickou techniku OS užívanou těmito lyžaři. I když jejich PT_{rel} bylo kratší, dosáhly vyšších hodnot IPF_{rel} , nejspíše vysvětleno rychlejším průběhem rozvoje síly do vyššího relativního vyvrcholení tlaku na hole. Všichni lyžaři měly ohnuté lokty, kyčle, kolena a hlezenní klouby, s minimálními úhly výskytu poblíž bodu PPF, po první třetině PP (obrázek. 1, B–E; obrázek. 4, B a C).

Již diskutované nadzvednutí pat a přenos hmotnosti lyžaře na špičky chodidel ("vysoké hip patové" schéma) před zapíchnutím holí můžeme interpretovat jako důležité pro následující flexi výše uvedených kloubů a pro vytvoření většího tlaku paží na hole.

Můžeme předpokládat, že pozorované snižování těžiště (CoG) z vysoké výchozí polohy těla, bude aktivní flexí funkčních kloubů přidávat externí břemeno (hmotnost těla) na hole:

- 1) samotná hmotnost těla (gravitace),
- 2) aktivní pohyb dolu zrychluje z CoG.

Toto je podporováno skutečností, že PPF_{rel} koreluje s menším úhlem kyčlí na začátku PP a odráží brzké aktivní ohnutí trupu a flexory (ohýbače) kyčli. Kromě toho, PPF_{rel} negativně koreloval s minimálním úhlem v loktích, časem extenze loktů v průběhu PP a relativním časem odpichu a pozitivně koreloval s relativní dobou uvolnění. Vesměs, toto demonstruje kratší a tím více explozivní fázi PP.

Lyžaři používající strategii **A** prokázali vyšší PPF_{rel} , a tím se lišili od lyžařů používajících strategií **B**. V čtyřech z pěti proměnných korelovalo s PPF_{rel} , s výjimkou času extenze loketního kloubu v průběhu PP (tabulka 4). Zvýrazněno využití hmotnosti trupu a více důrazné a rychlejší snižování CoG u těchto lyžařů bylo podporováno menším úhlem kyčlí a kolen, vyšší úhlovou rychlostí flexe kloubů kyčelních a loktů v průběhu PP (tabulka 4; Obrázek. 4, A–C).

Doporučujeme v průběhu fáze PP zmenšovat minimální úhly v loktích, kyčlích a kolen, společně s vyšší úhlovou rychlostí flexe v loktích a kyčelních kloubech, které poskytnou dvě výhody.

- 1) Vyšší výslední sílu tlaku (delší vektor síly) v průběhu první poloviny PP bude vést do vyšší horizontální sílové komponenty (pohonu směřujícímu kupředu).
- 2) Vyšší reakční síla holí na zem může vytvořit vyšší předpětí extensorů svalů v průběhu fáze flexe u pohybového cyklu protažení - zkracování.

V průběhu fáze PP byl zvláštní zájem na pohyb loketních kloubů a aktivaci trojhlavých svalů. Průměrný úhel v lokti při zapíchnutí holí byl v prezentovaném výzkumu podobný, jaký zaznamenal Smith a další, (25) (104 až 106°), ale my jsme zjistily velké interindividuální rozdíly (83 – 144°). Smith a spolupracovníci navrhovali, aby více natažené ruce při zapíchnutí holí mohli poskytnout větší ohnutí loktu a tak zesílit předběžné zatížení extensorů svalů a kloubů ramen a loktu, vedoucích k efektivnějšímu protažení a zkrácení cyklu (SSC) s následující podporou extenze loktů.

Je nutné poznamenat, že v naší skupině nejlepších lyžařů, kteří používali soupažnou strategii **A**, se ukázali menší úhly v loktích při zapíchnutí holí ($89^\circ \pm 5^\circ$ oproti $112^\circ \pm 11^\circ$). Menší úhly v loktích majících za následek větší amplitudu ohybu (34° oproti 26°), a vyšší úhlovou rychlost flexe loktů (485 oproti $233^\circ \cdot s^{-1}$), v porovnání s lyžaři používajících strategií **B** (Tabulka 4), kteří ukázali podobný pohybový model loktů jako lyžaři v studiu od Smitha a dalších. (25). Kvůli většímu úhlu v loktích při zapíchnutí holí v průběhu excentrické fáze nebylo ohnutí loktů velké a rychlost ohybu byla menší. Oba z těchto faktorů mohly vést k menšímu protažení a předpětí trojhlavých svalů.

Upozorňujeme: Jestliže jsou loketní klouby v přílišné extenzi (natažené paže) na začátku kontaktu holí s podložkou a s malým úhlem loktů, mohl by se objevit negativní vliv rozdílu mezi dobou flexe a amplitudou ohybu loketních kloubů.

Tento názor je založený na zjištěních, že rychlý ohyb kloubů má důležitý význam pro vyvolání (indukci) vysoké elastické energie v průběhu SSC (24). Naše údaje ukázaly prudký ohyb loktů o 35° a v absolutním čase 0.09 s ($370^\circ \pm 171^\circ \cdot s^{-1}$) v průběhu první části PP, ale zde byly velké interindividuální rozdíly úhlové rychlostí flexe loktů ($105 - 689^\circ \cdot s^{-1}$).

Významnou strategií lyžařů skupiny A je vyšší rychlost flexe loktů, společně s menšími minimálními úhly, souběžné s vyšším PPF_{rel} , vytvořeným více efektivním natažením (excentrická fáze). Tak se zvýšilo předpětí tricepsů, jenž pak mohly využít vyšší pružnost energie v následující koncentrické fázi.

Nedostatek rozdílů mezi časem extenze loktů v průběhu PP mezi oběma strategiemi může být vysvětleno skutečností, že lyžaři používající strategii A měly na začátku opichu menší minimální úhly v loktech, ale na konci PP již nebyl rozdíl mezi úhly loktů.

Za stejný čas museli vykonat větší dráhu pohybu kvůli rozsahu koncentrické fázi úhlů loktu, ve srovnání s lyžaři používajícími strategii odpichu B.

Tento fakt by mohl též vést k výhodě vytvářející vyšší silové impulsy v průběhu koncentrické fáze při faktické větší extenzi rozsahu loketního kloubu za konstantní čas.

Vysoká korelace mezi rychlostí $V_{85\%}$ OS (DP) a počáteční úhlovou rychlostí průběhu flexe loketního kloubu rovněž potvrzuje význam rychlého ohnutí loktů pro provedení odpichu soupaž (DP).

Můžeme předpokládat, že flexe (ohyb) loketního kloubu může být kritický faktorem týkajícím se přenosu (transferu) síly na zem. Toto bylo částečně potvrzeno negativní korelací mezi PPF_{rel} a minimálním úhlem lokte - obojí se objevuje poblíž stejné doby, zatímco PPF_{rel} sám koreloval z rychlosti odpichu soupaž (DP). Navíc, při malém úhlu loktu ramen při zapíchnutí holí, bude PF kratší a proto dovolí vyšší tlak síly na hole pro dané svaly ramen.

Nakonec speciální poznámka: Nezávislé na počátečním úhlu loktu a následujícím pohybem kloubů, všichni lyžaři současně s působením síly prokázali krátkou úroveň úhlové křivky lokte v průběhu první části PP (obrázek. 1, A a B; Obrázek. 4, A a B).

Tato úroveň může indikovat strategii lyžařů stabilizovat loketní klouby proti rázu síly vytvořením vysoké svalové ztuhlosti trojhlavých svalů během této krátké fáze (obrázek. 3A).

Optimální model aktivace trojhlavých svalů při zapíchnutí holí se vyznačuje:

1) náhlou změnou z nízké na vysokou formu aktivace a podle všeho, stabilizaci loketních kloubů během dopadu holí na podložku;

2) dále vysokou aktivaci v poslední třetině PP, odrážející předběžné zatížení rychlým ohnutím loktů směrem dolů s minimálním úhlem loktů (excentrická fáze), objevujících se na jedné straně souběžné s PPF, a silnou koncentrickou fází na straně druhé.

EMG úrovně a svalová sekvenční analýza.

Sekvenční analýza svalů v průběhu PP, založená na metodě používání EMG procesorů a demonstrována na obrázku 3A (nejlepší lyžaři v skupině), existence bodu "svalového řetězce aktivace" skládajících se z tří důležitých svalových spojení.

Sekvenční uspořádání je následovně:

1) flexory otáčení trupu rectus abdominis a obliquus externus a flexor kyčlí rectus femoris;

2) extensory ramen: latissimus dorsi (široký sval zádový), teres major, a pectoralis major (prsňí sval);

3) extensorů ramen a trojhlavých svalů loktů.

Všechny z těchto svalů ukázaly během první části PP vysokou úroveň aktivace EMG, přispívajících k rozvoji síly na hole.

Potom se svaly vypínaly podle následovního schématu:

prvotní začínaly: břišní svaly současně s minimálními úhly kyčlí, zároveň s PPF, následovaly svaly ramen a v průběhu poslední části PP trojhlavé svaly.

Předchozí biomechanické studie (9,15,16,25) byly zaměřeny na ovlivnění svalů ramen a loketních kloubů, aniž by analyzovaly důležitou možnou roli břišních svalů a ostatních flexorů trupu a kyčlí.

Horní EMG_{vrchol} a IEMG rectus abdominis a obliquus externus a střední EMG_{vrchol} a IEMG rectus femoris (obrázek. 2, a B), pozorované v prezentované studii před a v průběhu PP, je důkazem jejich zřetelné role v odpichu soupaž (obrázek. 3, A a B).

Doporučujeme tento model svalové aktivity s funkční roli vytvořením malého úhlu kyčli při zapíchnutí holí a k zvýšené síly flexorů trupu - charakteristických rysů techniky odpichu soupaž.

Lyžaři používající odlišného modelu strategie odpichu soupaž v skupině A demonstrovali zřetelné schéma využití jejich ohýbačů trupu a kyčli, majících za důsledek fázovou charakteristiku kyčli - popsanou výše. Podle výsledků v této studii můžeme předpokládat, že oba tyto faktory mají důležitou funkci pro pozitivní vliv rozvoje síly na hole (podívej se na korelace v tabulce 4).

Mezi extensory ramen TMa, LD, PMa ukázali HH, HM novou aktivaci příslušné úrovně HM (obrázek. 2, A a B), všechny tři měly vysokou EMG_{rms} úroveň při sekvenčním diagramu svalů nejlepšího lyžaře skupiny (obrázek. 3A).

PMa má dvojitou funkci při extenzi ramenních kloubů v první části PP, a stabilizující funkci jako antagonistu pro LD.

Zdá se, že TMa působí jako důležitý extensor ramen (HH model) společně s LD (HM modelem). Zajímavé je, že zde byly velké interindividuální rozdíly mezi aktivací úrovní LD a TMa.

Lyžaři, kteří převážně použili buď LD nebo TMa, ukázaly negativní korelaci z $r = -0.62$ pro EMG_{vrchol} a $r = -0.70$ pro IEMG.

Lyžaři používající strategie A ukázali vysoké hodnoty EMG_{vrchol} u svalu TM_a a střední hodnotu EMG_{vrchol} u LD, zatímco lyžaři používající strategie B ukázali opačný model.

Toto by mohlo být vysvětleno WE modelem "širokých loktů" v závislosti na "úzkých loktech" (NE) modelem odpichu soupaž (DP), provokujících svalovou aktivaci jak je popsáno výše.

Mnoho trenérů nejlepších lyžařských závodníků považuje techniku WE za více moderní sprinterkou techniku vyvinutou během poslední dekády, používanou rostoucím počtem lyžařů, zatímco NE technika reprezentuje starší verzi odpichu soupaž.

Flexor (ohýbač) svalů předloktí carpi ulnaris (FCU) demonstroval velmi charakteristický model s krátkou a vysokou aktivitou během ukončení zapíchnutí holí. Toto způsobuje zdůrazněné působení obdukce ulny zápěstí, které se shoduje se zmenšujícím se úhlem holí (velká horizontální sílová komponenta) během druhé poloviny PP mající přímý účinek na pohon v dopředním směru.

FCU také ukázal střední aktivaci během finálního RP, většinou vhodně zastaví rozmáchnuté hole směřujících kupředu a nastaví jich do optimální výchozí polohy.

Vyžaduje OS (DP) pouze práci horní části těla?

Zajímavé bylo, že po dobu cyklu OS jsme na zkoumaném modelu pozorovali jasnou EMG aktivitu v měřených svalech dolní části těla, stejně jako zřetelnou flexi - extenzi v kyčlích, kolenou a hlezenních kloubech (obrázek. 2, A a B; Obrázek. 1, C-E).

Jaká je pak funkční role této aktivity?

1. Nejprve to vždy bude základní funkce stabilizovat dolní půlku těla a udržovat horní polovinu ve vzpřímené poloze během normálního postoje.
2. Flexe trupu zvětšuje úroveň aktivace extensorů dolní poloviny těla, která působí proti flexi horní části těla směřující dopředu na udržení rovnováhy. Tyto svaly též budou mít aktivní roli při extenzi a podporují vzpřímenou polohu. Jako poznámku uvádíme, že vypočítaná společná relativní hmotnost hlavy, krku, rukou, a trupu reprezentuje 67.8% z celkové tělesné hmotnosti (28). Množstvo hmotnosti uvedených svalových skupin

představuje tedy značný vliv. Během OS a průběhu fáze PP je značně velký impuls sklánějícího se trupu dopředu a dolů, který je částečně pohlcen hůlkami, ale musí být též ovládán kyčlemi a zadními extensory. Už během druhé poloviny PP bylo pozorováno zvýšení aktivity u ES - L4, dále vysoká až střední aktivita GMa a BF na konci RP nejspíše napomáhá k přemístění zadní části horní poloviny těla až k inicializačnímu startu z pozice "vysokých kyčlí".

3. Naše data demonstrují, že lyžaři ukázali v průběhu cyklu OS značně aktivní model flexe - extenze v kyčlích a kolenních kloubech, reprezentované velkými amplitudami z výchozího postavení "vysokých pat - vysokých kyčlí" směrem dolů k úhlovým minimům v těchto kloubech. Aktivní role dolní části těla v průběhu flexe trupu byla podporovaná vysokou aktivací RF před průběhem a v průběhu zapíchnutí holí (obrázek. 3B) a skutečností, že lyžaři s posíleným použitím RF prokázali vyšší úhlové rychlosti flexe kyčle - (strategie A) ve srovnání s lyžaři používajícími strategie B (291 proti $195^{\circ} \cdot s^{-1}$).

Kromě výše uvedené aktivity svalů dolní částí těla během flexe a extenze byl speciální pohybový model dolních končetin zjevný během posledních dvou třetin fáze PP. Toto bylo charakterizováno zřetelnou plantární flexí současně s mírnou extensí kolen. Současně se zvýšil úhel kotníků a vertikální síla zadní části nohou se zvýšila na své maximum. Toto nastalo koncem PP a bylo spojeno s nízkou až střední aktivací předního vrchního ohýbače holenního svalu (dorsal flexor muscle tibialis anterior) (TA) v průběhu poslední třetiny PP. Tento pohyb snížením nohu (podřepem), pozorovaný též při 2D video analýze má možná nějaké působení "akce - reakce", obojí pro flexi horního těla a na horizontální zpáteční pohon holí. Navíc, tato akce může být funkční, aby mohla generovat impuls směřující dopředu a společně se svalovým působením TA nadzvedne přední část zóny vosku lyží od sněhu a může tak zredukovat tření mezi lyží a sněhem.

Co se týče svalů dolních končetin (nohou), náš výklad je, že jsou hlavně pro stabilizaci, ale zde byly interindividuální rozdíly mezi aktivitou tricepsů lýtkových svalů (GAS a SOL), ovlivněný podle toho, jak aktivně lyžař používal model "vysoké paty" před zapíchnutím holí. Konec konců, pohybový model práce svalstva dolních končetin, přes jejich stabilizující funkci, ukazují dále na jejich aktivní roli pro vytvoření vyšší úrovně síly (tlaku) na hole a na vyšší pohon, na rozdíl od několika výzkumných skupin, které OS popisovali jenom jako práci horní části těla (6,17,26).

ZÁVĚR

- Závěr prezentovaného výzkumu ukazuje, že technika OS u závodních běžců na lyžích je komplexní pohyb zahrnující horní i dolní části (svaly) těla.
- Vývoj tlaku na hole, na rozdíl od frekvence odpichu, přímo souvisí s rychlostí odpichu soupaž a specifický ovlivňuje schémata svalové aktivity a specifické charakteristiky modelu flexe - extenze v loktech, kyčlích, a kolenních kloubech, s minimálními úhly vyskytujícími se poblíž vyvrcholení působení síly na hole.
- Svaly pracují v tomto sekvenčním pořadí: začínají flexory trupu a kyčli, následují svaly extensorů ramen a tricepsy loktů.
- V průběhu poslední fáze odpichu pohybového cyklu jsou přidány specifické doplňkové pohyby.
- Nejlepší lyžaři používají strategii OS se specifickými charakteristikami přímo korelujícími z rychlosti odpichu soupaž. Tato strategie se vyznačuje menšími úhly kloubů, vyšší rychlosti flexe, a vyšší silový tlak na hole působí během kratší fáze odpichu.
- Závěry z prezentovaného studia dostanou přímou praktickou implikaci pro lepší porozumění techniky OS v soutěžním běhu na lyžích. Existující zvýšené použití techniky OS během závodění je tato informace zvláště významná pro ty, kdo se zajímají o fungování biomechaniky této techniky a o specifické informace týkající se techniky běhu na lyžích a silového tréninku.

- Budoucí výzkum OS by měl dále zkoumat specifické biomechanické aspekty rozmanitých strategií, poměr mezi tezi a fyziologický proměnnými, elaborát specifické síly a technické modely zvýšení síly tlaku na hole a výkonu odpichu soupaž.
- Děkujeme Dave Bacharachovi ze St. Cloud State University a Lee Nolanové z Karolinského Institutu za jejich cenné komentáře k rukopisu. Wintersportcentru v Ostersunde za poskytnutí prostředků pro tuto studii, a Glennovi Bjorklundovi za vynikající technickou pomoc.
- Autoři by chtěli také vyjádřit uznání sportovcům pro jejich entuziasmus a spolupráci během vyšetřování.

Tento výzkum byl podporován švédským olympijským výborem.



REFERENCES

1. ACIERNO, S. P., R. V. BARATTA, and M. SOLOWONOW. *A Practical Guide to Electromyography for Biomechanists*. New Orleans: Louisiana State University, 1995, pp. 1–27.
2. BILODEAU, B., B. ROY, and M. R. BOULAY. Upper-body testing of cross-country skiers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27:1557–1562, 1995.
3. DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *J. Biomech.* 13:135–163, 1997.
4. HERMENS, H. J., B. FRERIKS, R. MERLETTI, et al. *European Recommendations for Surface Electromyography: Results of the SENIAM Project*. Enschede: Roessingh Research and Development, 1999, pp. 1–122.
5. HOFF, J., A. GRAN, and J. HELGERUD. Maximal strength training improves aerobic endurance performance. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 12:288–295, 2002.
6. HOFF, J., J. HELGERUD, and U. WISLOFF. Maximal strength training

- improves work economy in trained female cross-country skiers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 31:870–877, 1999.
7. HOFFMAN, M. D., and P. S. CLIFFORD. Physiological aspects of competitive cross-country skiing. *J. Sports Sci.* 10:3–27, 1992.
 8. HOFFMAN, M. D., and P. S. CLIFFORD. Physiological responses to different cross country skiing techniques on level terrain. *Med. Sci. Sports Exerc.* 22:841–848, 1990.
 9. HOFFMAN, M. D., P. S. CLIFFORD, and F. BENDER. Effects of velocity on cycle rate and length for three roller skiing techniques. *J. Appl. Biomech.* 11:257–266, 1995.
 10. HOFFMAN, M. D., P. S. CLIFFORD, G. M. JONES, B. BOTA, and M. MANDLI. Effects on technique and pole grip on physiological demands of roller skiing on level terrain. *Int. J. Sports Med.* 12:468–473, 1991.
 11. HOFFMAN, M. D., P. S. CLIFFORD, A. C. SNYDER, et al. Physiological effects of technique and rolling resistance in uphill roller skiing. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30:311–317, 1998.
 12. HOFFMAN, M. D., P. S. CLIFFORD, P. B. WATTS, et al. Physiological comparison of uphill roller skiing: diagonal stride versus double pole. *Med. Sci. Sports Exerc.* 26:1284–1289, 1994.
 13. HOFFMAN, M. D., P. S. CLIFFORD, P. B. WATTS, K. P. O'HAGAN, and S. W. MITTELSTADT. Delta efficiency of uphill roller skiing with the double pole and diagonal stride techniques. *Can. J. Appl. Physiol.* 20:465–479, 1995.
 14. MACDOUGALL, J. D., R. HUGHSON, J. R. SUTTON, and J. R. MOROZ. The energy cost of cross-country skiing among elite competitors. *Med. Sci. Sports* 11:270–273, 1979.
 15. MILLET, G. Y., M. D. HOFFMAN, R. B. CANDAU, and P. S. CLIFFORD. Poling forces during roller skiing: effects of grade. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30:1637–1644, 1998.
 16. MILLET, G. Y., M. D. HOFFMAN, R. B. CANDAU, and P. S. CLIFFORD. Poling forces during roller skiing: effects of technique and speed. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30:1645–1653, 1998.
 17. MITTELSTADT, S. W., M. D. HOFFMAN, P. B. WATTS, et al. Lactate response to uphill roller skiing: diagonal stride versus double pole techniques. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27:1563–1568, 1995.
 18. MYGIND, E., B. LARSSON, and T. KLAUSEN. Evaluation of a specific test in cross-country skiing. *J. Sports Sci.* 9:249–257, 1991.
 19. NESSER, T. W., S. CHEN, R. C. SERFASS, and S. E. GASKILL. Development of upper body power in junior cross-country skiers. *J. Strength Cond. Res.* 18:63–71, 2004.
 20. NILSSON, J., H.-C. HOLMBERG, P. TVEIT, and J. HALLÉN. Effects of 20s and 180s double poling interval training in cross-country skiers. *Eur. J. Appl. Physiol.* 92:121–127, 2004.
 21. NILSSON, J., V. JACOBSEN, P. TVEIT, and O. EIKREHAGEN. Pole length and ground reaction forces during maximal double poling in skiing. *Sports Biomech.* 2:227–236, 2003.
 22. SAIBENE, F., G. CORTILI, G. ROI, and A. COLOMBINI. The energy cost of level cross-country skiing and the effect of the friction of the ski. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 58:791–795, 1989.

23. SALTIN, B. The physiology of competitive c.c. skiing across a four decade perspective: with a note on training induced adaptations and role of training at medium altitude. In: *Science and Skiing*, E. Müller, E. Kornexl, C. Raschner (Eds.). Cambridge: Chapman & Hall, 1997, pp. 435–469.
 24. SCHMIDTBLEICHER, D. Training of power events. In: *Strength and Power in Sport*, P. V. Komi (Ed.). Oxford: Blackwell Science, 1996, pp. 381–395.
 25. SMITH, G. A., J. B. FEWSTER, and S. M. BRAUDT. Double poling kinematics and performance in cross-country skiing. *J. Appl. Biomech.* 12:88–103, 1996.
 26. STAIB, J. L., J. IM, Z. CALDWELL, and K. RUNDELL. Cross-country ski racing performance predicted by aerobic and anaerobic double poling power. *J. Strength Cond. Res.* 14:282–288, 2000.
 27. VAN HALL, G., M. JENSEN-URSTAD, H. ROSDAHL, H. C. HOLMBERG, B. SALTIN, and J. A. CALBET. Leg and arm lactate and substrate kinetics during exercise. *Am. J. Physiol. Endocrinol. Metab.* 284: E193–E205, 2003.
 28. WINTER, D. A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd Ed. New York: John Wiley & Sons, 1990, pp. 1–225.
 29. WISLOFF, U., and J. HELGERUD. Methods for evaluating peak oxygen uptake and anaerobic threshold in upper body of cross-country skiers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30:963–970, 1998.
 30. ÖSTERÅS, H., J. HELGERUD, and J. HOFF. Maximal strength-training effects on force-velocity and force-power relationships explain increases in aerobic performance in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.* 88:255–263, 2002.
- 818 Official Journal of the American College of Sports Medicine <http://www.acsm-msse.org>