

PRUŽINOVÝ POHYBOVÝ SYSTÉM ĽUDSKÉHO ORGANIZMU

Marián VANDERKA - Tomáš KAMPMILLER

Katedra atletiky, FTVŠ UK Bratislava

RESUMÉ

Príspevok je zameraný na objasnenie niektorých biomechanických, neuroregulačných a bioenergetické faktorov pružinového pohybového systému ľudského organizmu a možnosti ich využitia v optimalizácii kondičnej prípravy. Popisuje fungovanie trojkomponentného modelu uskladňovania a využívania potenciálnej energie pružnosti. Poukazuje na fakt, že spojovacie tkanivo okolo svalov a šliach vytvára elasticke pružiny, ktoré umožňujú úspornejší energetický režim pri pohybe. Relaxovaný sval sa iba málokedy natiahne v reálnej pohybovej činnosti do väčšej dĺžky, ako je jeho prirodzená. Z toho vyplýva, že najväčšie množstvo elastickej energie sa dá uskladniť v sériovom elastickej komponente. Vyššia produkcia sily vplyvom využitia elasticke-reflexných mechanizmov svalovo-šľachového aparátu poukazuje na nevyhnutnosť prechodu od natiahnutia ku skráteniu v čo najkratšom čase. Popisuje uskladňovanie energie v elastickej elementoch, ktorá umožňuje kontraktibilným elementom počas skrátenia šetriť energiu z ATP, pretože už nemusia vykonať ďalšiu prácu. Pri využívaní pružnosti nejde len o pasívne mechanicke či reflexnú odpoveď, mení sa aj plasticke mozgovej kôry a neurónov, a to v dôsledku zosilnenia synaptických prepojení špecifickej kortikálnej oblasti spojenej s riadením daných typov pohybu. Praktické využitie týchto poznatkov je v súčasnosti cieľom ďalších výskumov.

KLúčové slová: potenciálna energia pružnosti, cyklus natiahnutia a skrátenia trojkomponentný model svalu

Trojkomponentný model uskladnenia a využitia elastickej energie kostrového svalu

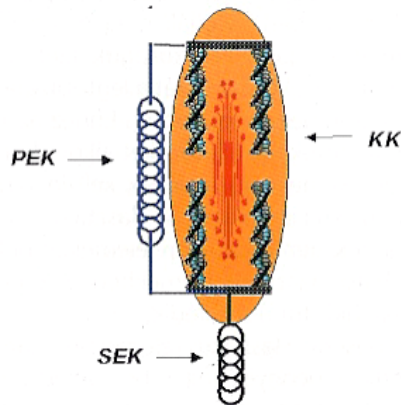
Ak sa sval skrúti, príslušný kĺb sa ohne. Na to, aby ten istý sval znova konal prácu (napr. cyklického charakteru ako beh atď.) sa musí predĺžiť na pôvodnú dĺžku a nastane spätný pohyb v kĺbe. Môže sa to uskutočniť dvoma spôsobmi:

- extenzor, ktorý vykonával prácu sa uvoľní a flexor sa aktivizuje, kontrahuje (skrúti) a kĺb sa dostane do pôvodnej polohy;
- sval vykonávajúci prácu sa uvoľní a moment gravitačnej sily vráti končatinu alebo celé telo do pôvodnej polohy.

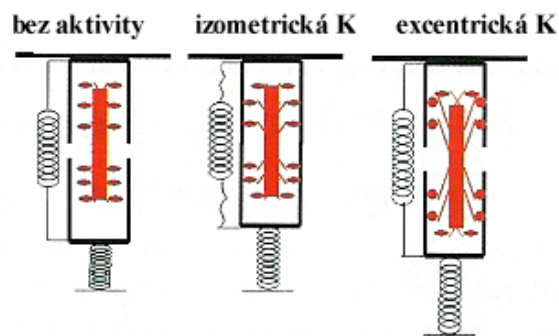
V prvom prípade je pohyb nevhodný, lebo na kontrakciu flexorov potrebujeme energiu. V druhom prípade vzniká možnosť využiť vonkajšie sily na zlepšenie celkového energetického hospodárstva systému. Využíva sa kineticke alebo potenciálna energia. Organizmus využíva túto formu energie, transformuje ju na potenciálnu energiu v elastickej častiach pohybového systému. Pohyb vo forme návratu sa uskutočňuje bez zvýšených nárokov energie získanej z ATP. Ale na to, aby sa vo svale natiahnutom vonkajšou silou nahromadilo čo najviac elastickej energie, sval musí byť v aktívnom stave. Tento proces nazývame excentrickou kontrakciou, počas ktorej sa zvyšuje svalové napätie a zároveň sa sval predlžuje.

Spojovacie tkanivo okolo svalov a šliach vytvára elasticke pružiny, ktoré umožňujú úspornejší energetický režim pri pohybe zvierat, ako aj pri pohybe človeka. Športovci sa tiež snažia čo najoptimálnejšie využívať pružinové systémy organizmu na zvyšovanie svojej výkonnosti.

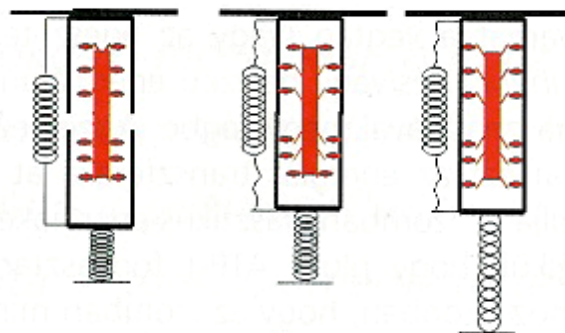
Na pochopenie svalovej kontrakcie, uskladnenia a využitia elastickej energie slúži **trojkomponentný model svalu** (obr. 1, 2, 3, 4, 5) podľa Tihanyiho (2005).



Obr. 1 Trojkomponentný model pružnosti svalu: paralelný elastický komponent (PEK); sériový elastický komponent (SEK); kontraktibilný komponent (KK)



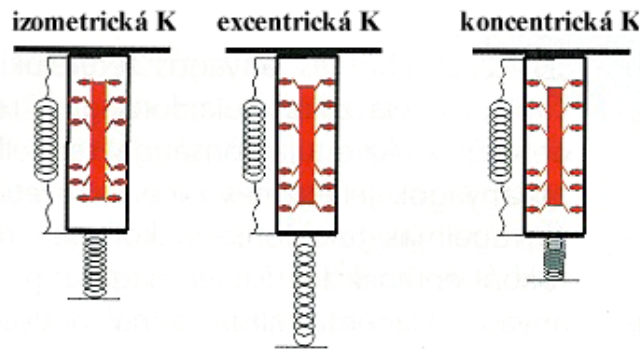
Obr. 2 Trojkomponentný model svalovej aktivity po jeho natiahnutí. Všetky tri komponenty PEK, SEK, KK sa predĺžia. Pri natiahnutí sa aj priečne mostíkové spojenia správajú ako elastické (pružné) elementy



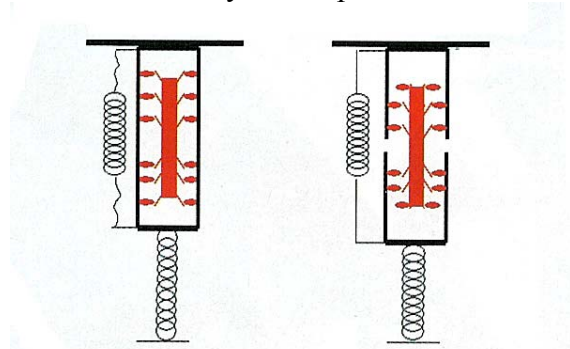
Obr. 3 V normálnych životných podmienkach (keď naťahujúca sila nie je príliš veľká, ale natiahnutie narastá rýchlo) motorické jednotky pracujú na základe naťahovacieho reflexu na vyššej frekvencii, preto vzniká väčšie množstvo priečných mostíkových spojení. Na základe toho sila KK komponentu narastie a dĺžka sarkoméru sa nezmení. Z toho vyplýva, že iba SEK sa predlžuje a iba v ňom sa uskladňuje potenciálna energia pružnosti.

Z týchto troch komponentov je jeden aktívny a dva sú pasívne (Winters–Woo, 1990) **kontraktibilný komponent (KK)**, svalové bruško obsahujúce sarkoméry predstavuje aktívny prvok, jeden z pasívnych elastických komponentov je sériovo spojený s aktívnym, preto sa nazýva **sériový elastický komponent (SEK)**.

Jeho najdôležitejšou časťou je svalová šľacha, ktorou sa upína na kosť, druhým z pasívnych elastických komponentov je rovnobežný s aktívnym svalovým vláknom a nazývame ho **paralelný elastický komponent (PEK)**. Je tvorený stenami svalového vlákna a ďalším spojivovým tkanivom svalov. Podľa Tihanyiho (2002) **tkanivo šľachy predstavuje hlavnú časť sériového elastického komponentu** svalovo-šľachového komplexu.



Obr. 4 Model zužitkovania elastickej energie. Ak napätie KK zostane nezmenené môžeme získať späť energiu uskladnenú v elastických komponentoch SEK a PEK.



Obr. 5 Ak sa napätie v KK na konci natiahnutia zmenší (z aktívnych filamentov sa odpoja priečne mostíky - zaniknú), vtedy klesá napätie aj v elastických komponentoch, môžeme teda získať a využiť menej potenciálnej energie pri svalovom skrátaní (v pracovnom zábere).

Ak sa relaxovaný sval natiahne, tak KK a SEK nevytvára odpor. Odpor vytvorí iba PEK, čím sa elastická energia hromadí iba v tomto komponente. Treba poznamenať, že relaxovaný sval sa iba málokedy natiahne v reálnej pohybovej činnosti do väčšej dĺžky, ako je jeho prirodzená. Z toho vyplýva, že najväčšie množstvo elastickej energie sa dá uskladniť v SEK. Samozrejme, iba za podmienky, že kontraktibilné elementy sú aktivované. Vo svaloch bez šliach sa elastická energia uskladňuje v PEK, konkrétne v elastických prvkoch, ktoré tvoria Z-zóny, priečne mostíkové pripojenia a *titín*. Množstvo uskladnenej elastickej energie v pasívnych prvkoch závisí od viacerých činiteľov (podmienok).

Mechanizmy uskladnenia a využívania potenciálnej energie pružnosti v športe

Najčastejším príkladom využitia elastickej energie je vertikálny výskok z miesta (Komi – Bosco, 1978). Ak vyskočíte po znížení do podrepu a vydržíte v zníženej polohe niekoľko sekúnd alebo aj kratšie - do jednej sekundy, výskok bude nižší, ako keď znížite ťažisko do podrepu čo najrýchlejšie a okamžite vyskočíte (obr. 6 a 7). Medzi impulzom sily a výškou výskoku je úzka závislosť. Z veľkosti impulzu sa dá vypočítať výška výskoku. Elastická

energia a jej veľkosť sa dá ovplyvniť pri výskoku znožmo z miesta švihom horných končatín alebo zoskokom z vyvýšenej podložky, príp. pomocou rozbehu.

Vyššia produkcia sily vplyvom využitia elasticko-reflexných mechanizmov svalovo-šľachového aparátu poukazuje na **nevyhnutnosť prechodu od natiahnutia ku skráteniu v čo najkratšom čase**, v opačnom prípade dôjde k poklesu produkcie síl (obr. 7).

V športovej praxi je vo väčšine prirodzených pohybov je zakomponovaný **cyklus natiahnutia a skrátenia** (z angl. SSC stretch shortening cycle).

Schmidbleicher (2004) zistil, že pri viac ako 3 – 4 % predĺžení svalového vlákna počas excentrickej kontrakcie vedie k znižovaniu celkovo vyprodukovanej sily v koncentrickej fáze. V tomto prípade to len potvrdzuje poznatky iných autorov, pričom sa na tento mechanizmus zaužíval termín **krátky rozsah pružnej tuhosti (SRES – short range elastic stiffness)**, alebo tiež **svalovo šľachová tuhosť – muscle tendon stiffness**.

Slamka (2000) nazýva tieto fázy akumuláciou a rekuperáciou (**ARC – akumuláčno rekuperačný cyklus**).

Využitelnosť týchto mechanizmov je v tomto prípade iba pri cvičeniach s protipohybom, kde aktívne natiahnutie, excentrickú kontrakciu, v čo najkratšom čase strieda skrátenie, koncentrická kontrakcia (Bobbert a kol., 1996; Cronin a kol., 2000).

Potenciálna energia pružnosti sa uskladňuje **vo väzivovom a šľachovom pasívnom, ale pritom elastickom tkanive**. Vyplýva to z ich stavby a elastickej schopnosti. Majú charakteristickú mriežkovú konštrukciu. Keď sa takáto jednotka natiahne, môžeme ju prirovnať k strune alebo ku gumovému expandru, čiže po zmenšení naťahujúcej vonkajšej sily sa postupne skracuje a vracia sa do pôvodnej polohy, pričom vykonáva prácu (Alexander, 2002).

Využívanie potenciálnej energie pružnosti je založené na viacerých mechanizmoch: jednak ide o **monosynaptický strečingový reflex, alebo tonický vibračný reflex svalovo-šľachového** aparátu, kde svalové vretienko reaguje na natiahnutie reflexnou cestou skracovaním svalu. Druhý mechanizmus je založený na **mechanických vlastnostiach hlavne šliach, ktoré sa správajú ako pružiny**. (Tihanyi, 2006).

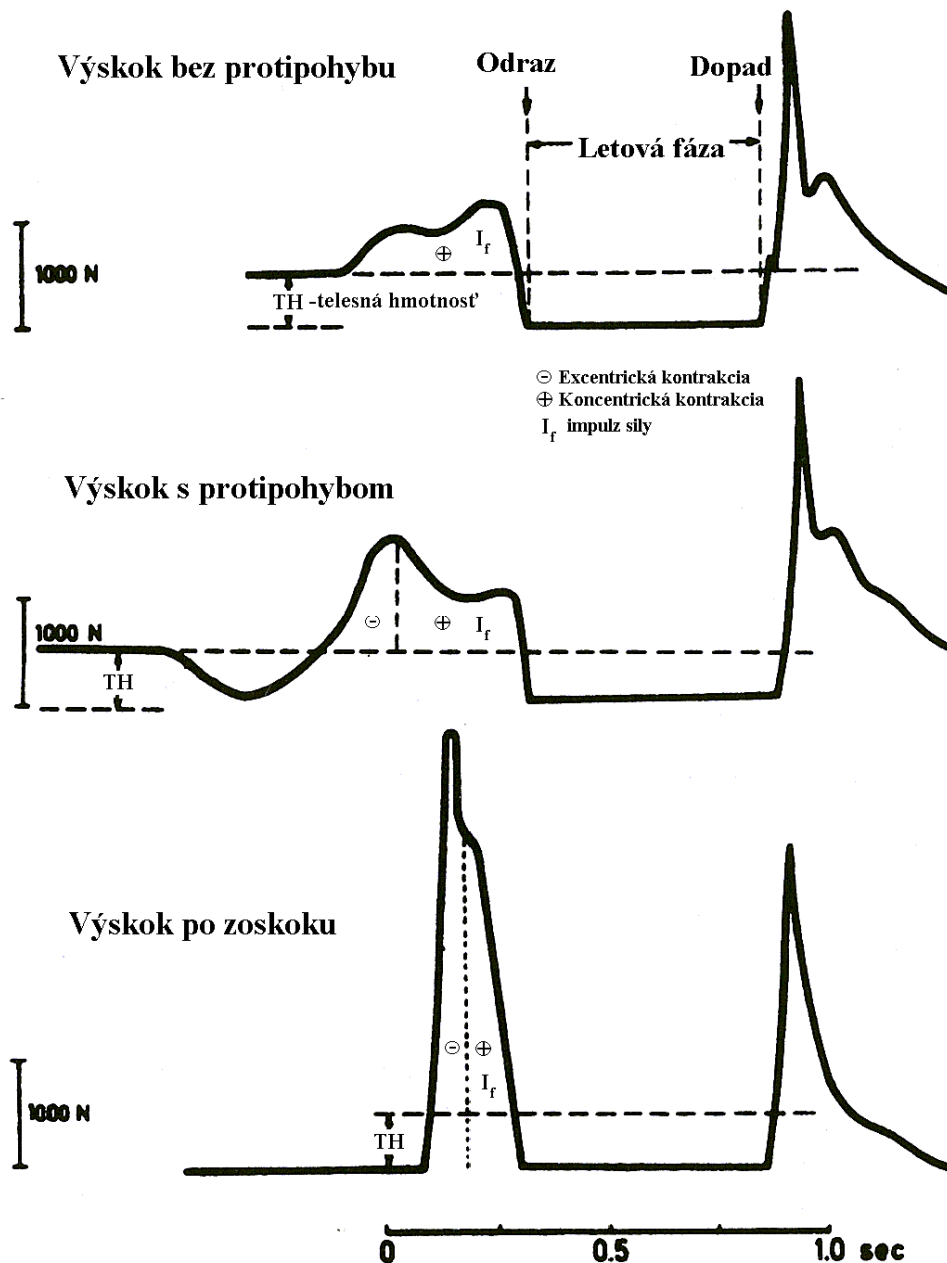
Pri využívaní pružnosti nejde len o pasívne mechanickú či reflexnú odpoveď, spolupracuje na tom aj CNS, podľa Hortobagyiho (2002) vyššou aktivitou zaznamenanou nielen pomocou EMG ale aj TMS (transcranial magnetic stimulation). Mení sa aj plasticnosť mozgovej kôry a neurónov, a to v dôsledku zosilnenia synaptických prepojení špecifickej kortikálnej oblasti spojenej s riadením daných typov pohybu, a to na báze zosilnenia závislostí medzi pre a post synaptickými aktivitami. Praktické využitie týchto poznatkov je v súčasnosti cieľom ďalších výskumov najmä v oblasti motorického učenia.

Znovuzískanie uskladnenej elastickej energie

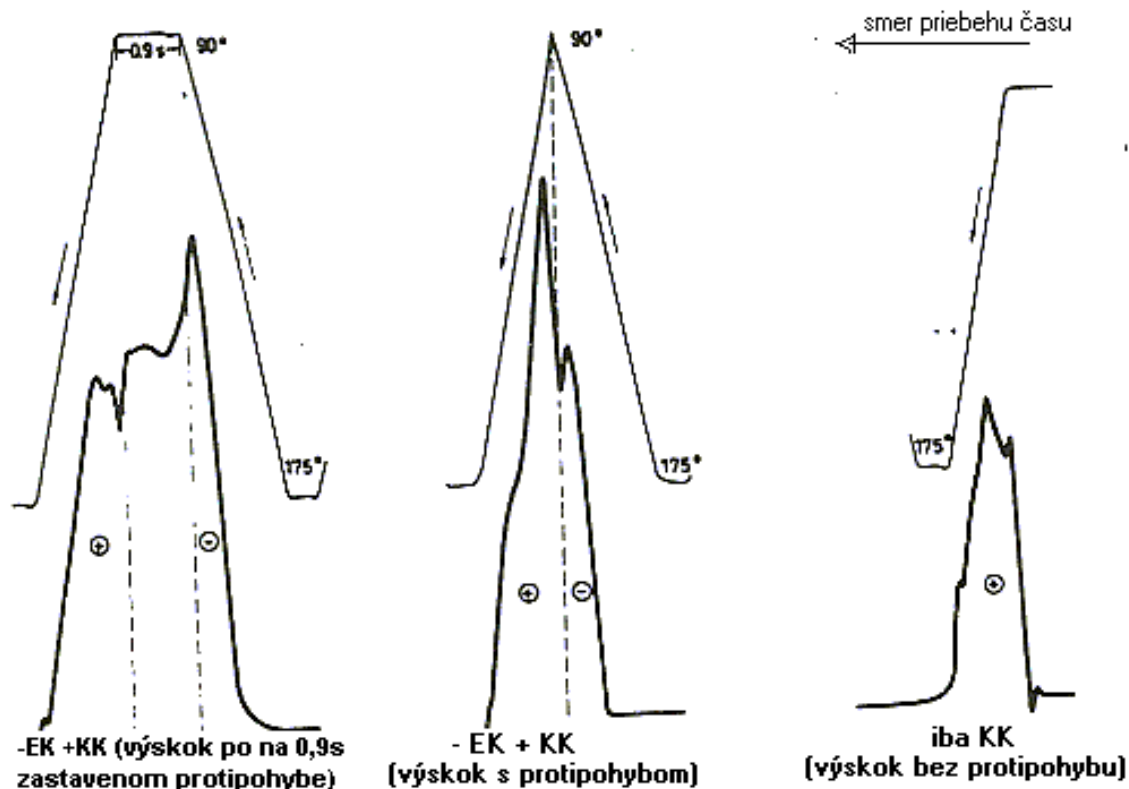
Počas excentrickej kontrakcie koná prácu vonkajšia sila na svale. Keďže táto sila je väčšia ako momentálna vnútorná sila produkovaná vo svale, ten sa natiahne. Nachádzajúce sa elementy vo svale sa všetky natiahnu pod vplyvom vonkajšej sily. Miera natiahnutia je úmerná veľkosti vonkajších pôsobiacich síl. Ak sú vonkajšie sily malé, napätie svalu je tiež relatívne malé a predĺženie sa začne v polohe, ktorá nie je optimálna, tak iba sériovo zapojené elastické komponenty sa predĺžia, pričom kontraktibilné prvky (sarkomér, svalové bruško) zmenia iba svoje napätie, ale nie dĺžku. Aj to sa môže stať, že dokonca sa dĺžka sarkomérov zníži (Fukunaga a kol., 2002). V takomto prípade sa elastická energia uskladňuje iba v sériovo zapojených komponentoch.

Uskladnenú energiu v elastických komponentoch môžeme v takomto prípade získať späť iba vtedy, ak po predĺžení svalu nasleduje v krátkom intervale jeho skrátenie. K tomu je nevyhnutné, aby kontraktibilné prvky udržali svoje napätie, lebo takto sa vytvorí pevná opora na skrátenie sériovo zapojených komponentov. V prípade, keď sa napätie kontraktibilného

prvku (svalového bruška) zníži, tento prvok svoju dĺžku zvýši, pričom sériovo zapojený prvok sa skrúti a tak isto v ňom klesá napätie. Z toho vyplýva, že časť uskladnenej elastickej energie alebo aj celá sa nevyužije na vykonanie práce počas skrútenia (koncentrickej kontrakcie), ale znova sa zmení na inú formu energie (nie kinetickú), napr. premení sa na teplo. Samozrejme, aj takáto svalová činnosť má svoj zmysel. Napríklad pri zoskoku z určitej výšky nastane tlmivá práca v kĺboch, ktorá eliminuje dôsledky nárazu. Najskôr sa pri flexii zvyšuje veľkosť svalového napätia, kinetická energia tela sa stráca v elastických prvkoch, ale túto energiu nevyužijeme v plnej miere na ďalšiu svalovú prácu.



Obr. 6 Príklad silovo - časových kriviek reakcie opory pri rôznych modifikáciách výskokov (Komi - Bosco, 1978)



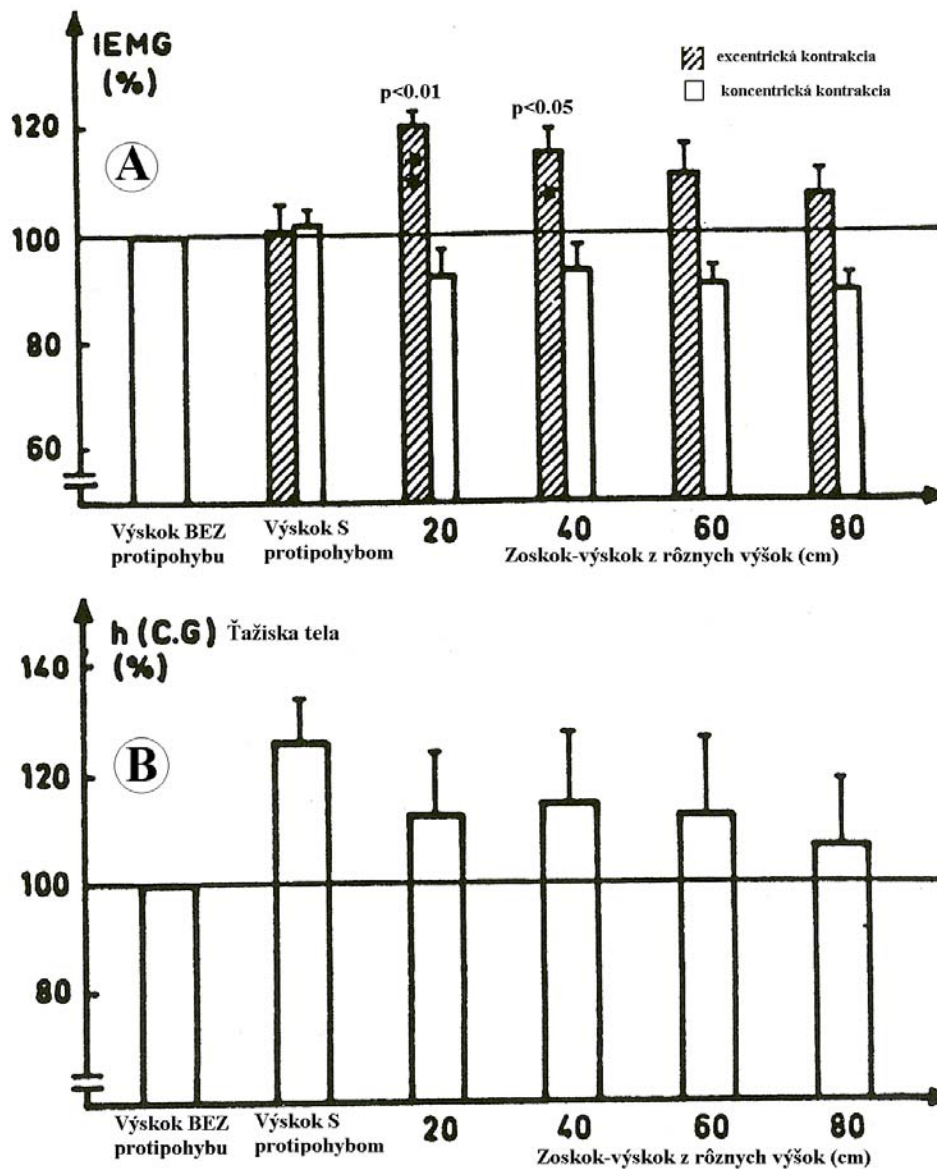
Obr. 7 Známenie priebehu sily v čase pri výškoch z podrepu **s a bez** protipohybu a s časovým oneskorením výškoku po protipohybe (vľavo) ako dôkaz využívania reflexno elastických vlastností svalovo-šľachového aparátu (Komi, 1983)

Na základe toho môžeme správne predpokladať, že pri mimoriadne vysokom zvýšení napätia kontraktibilných prvkov počas excentrickej kontrakcie musí vzniknúť veľký počet spojení krížnych mostíkov, čo si vyžaduje veľké množstvo chemickej energie (štiepenie ATP) a ešte neuvažujeme o energii potrebnej na ďalšiu fázu, čiže koncentrickú kontrakciu. Napriek tomu sa spotrebuje menej energie pri excentrickej a následnej koncentrickej kontrakcii ako pri koncentrickej bez predchádzajúceho natiahnutia. Ako je to možné?

Keď sa sval pod vplyvom vonkajšej energie predĺži, tak v kontraktibilných prvkoch (sarkoméroch) sa zvýši napätie približne 1,2- až 1,6-krát ako pri izometrickej kontrakcii a je oveľa väčšie ako pri jednoduchej koncentrickej kontrakcii. Z toho vyplýva vznik väčšieho množstva krížnych mostíkov, čo si vyžaduje viac energie z ATP. Ale krížne mostíky sa pripájajú k aktínu iba raz a nemusia oba filamenty na sebe posúvať ani vzťahy, keď sa počas predĺženia zväčšuje aj dĺžka sarkomérov. A to preto, že krížové mostíky a Z-zóny na okrajoch sarkomérov ako aj krížové mostíky spájajúca bielkovina (titin) disponujú elastickou vlastnosťou a uskladňujú elastickú energiu, tiež sa predlžujú. Keď vonkajšia sila stratí svoju energiu, transportuje – odovzdá – sa do elastických prvkov svalu, jeho energia sa výrazne zvýši a je väčšia ako odpor, ktorý musia svaly prekonať počas skrátania. Vzhľadom na to, že všetka energia bola uskladnená v elastických elementoch, kontraktibilné elementy už nemusia vykonať ďalšiu prácu počas skrátania, čiže nepotrebujú ďalšiu energiu z ATP. To je iba v tom prípade, ak nie je čas predĺženia a skrátania väčší ako 140 – 160 ms. To je vlastne čas trvania krížových mostíkových spojení k aktínu. Z toho vyplýva, že pri pomalých a rýchlych pohyboch je hospodárnosť využitia elastickej energie rozdielna.

Výsledky (Hakkinen a kol., 1986; Bosco a kol., 1982, Viitasalo – Bosco, 1982) (obr. 8) ukazujú, že okrem využívania mechanických vlastností svalu a šľachy sa pozoruje

v akumuláčnej (excentrickej) fáze aj EMG aktivita. EMG aktivita nevzrastá signifikantne počas prvých 45 ms (Santos, 1994). Maximum EMG aktivity sa pozorovalo po 90 ms. Schopnosť šliach uskladňovať energiu a odolať silovému pôsobeniu udáva ich rozmer. Hrubé šľachy ako Achillova alebo patelárna šľacha dokážu odolať veľkým ťahovým silám, resp. na ich natiahnutie sú potrebné veľmi veľké sily. Typické pre tieto svaly je aj to, že iba na distálnom konci majú dlhú šľachu, a to preto, že v nej uskladnená elastická energia sa dá bezprostredne využiť na pohyb predkolenia a chodidla. Šľachy vystieračov nie sú náhodne hrubšie ako na ohýbačoch, lebo pri chôdzi, skokoch a pri behu vykonávajú antigravitačnú prácu pri rôznych lokomóciách. Čím je väčší priemer prierezu svalu a príslušnej šľachy, tým je šľacha pevnejšia a ak pritom disponuje dostatočným rozsahom, tak je schopná uskladniť viac elastickej energie. Tenké a dlhé šľachy (napr. šľacha m.tibialis anterior) sú ľahšie natiahnuteľné ako kratšie a hrubšie šľachy.



Obr. 8 (A) Priemerné hodnoty EMG – elektrickej aktivity extenzorov dolných končatín pri rôznych modifikáciách výšokov bez a s protipohybom a po zoskoku-výskoku z rozličných výšok (v excentrickej a koncentrickej fáze), p<0,01 a 0,05 znázorňuje štatistickú významnosť rozdielov od hodnôt dosiahnutých pri výskoku bez protipohybu (B). Výšky ťažiska tela pri

rôznych modifikáciách výskokov bez a s protipohybom a po zoskoku-výskoku z rozličných výšok (Viitasalo - Bosco, 1982).

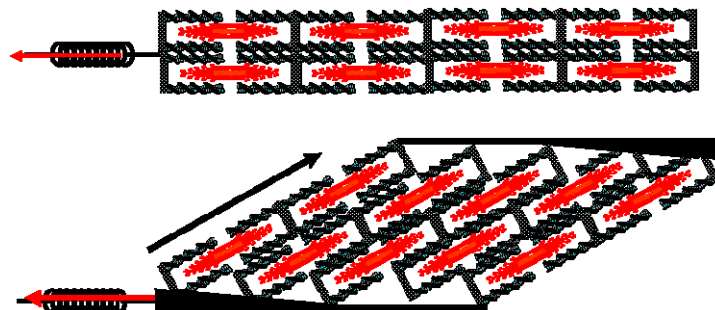
Miles a kol. (1992) a Inhofe a kol. (1995) pri výskumoch na potkanoch dospeli k poznatku, že aj u trénujúcich jedincov sa vplyvom anabolických steroidov stávajú šľachy tuhšie menej pružné, natiahnu sa v menšom rozsahu a sú schopné akumulovať menej potenciálnej energie pružnosti. Pevnosť šľachy pritom ostáva nezmenená. Príčinou tohto javu je pravdepodobne, to čo autori zistili histologicko-biochemickou analýzou: na úrovni mikroštruktúr šľachy došlo vplyvom príjmu anabolických steroidov k prírastku kolagénu na úkor elasténu. Zneužívanie zakázaných látok je, žiaľ, rozšírený akt vo vrcholovom a výkonnostnom športe, takéto výskumy prispievajú k odhaľovaniu negatív s tým spojených, o ktorých by mali byť športovci a tréneri informovaní.

Medzi antigravitačnými svalmi je určitou výnimkou m. gluteus (sedací sval), ktorý nie je spojený s kosťami šľachou. Vysvetlenie je v tom, že v kinematickom reťazci členok – koleno - bedro je bedrový kĺb tretí v poradí a ovplyvňuje hlavne zmenu polohy trupu, ktorá väčšinou závisí od kĺbových zmien v kolene a v členku.

Vplyv svalovej architektiky na pružnosť

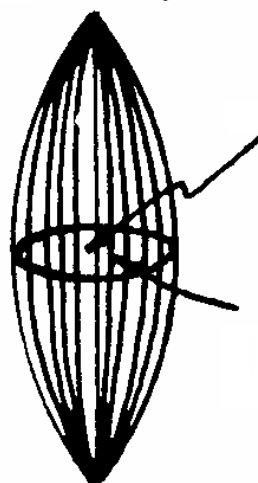
Jedným z najznámejších faktorov svalovej architektiky je *stupeň hypertrofie* alebo veľkosť prierezu svalov. Vplyvom hypertrofie (zväčšenia prierezu) svalových vlákien nedochádza len k zmenám v oblasti kontraktibilných komponentov svalu, zmeny nastávajú aj z mechanického hľadiska, mení sa tak svalová architektika, presnejšie *uhol upnutia svalu* z angl. (*pennation angle*). Na prenos potenciálnej energie pružnosti vplyva aj typ zapojených svalových skupín, ktoré môžu mať nielen paralelné ale aj perovité zoskupenie kontrahujúcich sa vlákien, pričom prenos je uskutočňovaný prostredníctvom pákového mechanizmu (obr. 9 a 10). Aj *výškové a dĺžkové parametre* a iné ovplyvňujú *pákový mechanizmus*, ktorým sa svalová sila prejavuje navonok, čo môže pri rovnakej funkčnej pripravenosti znamenať diametrálne odlišný výsledný výkon. Z praktického hľadiska sa hypertrofia často hodnotí ako najdôležitejší faktor ovplyvňujúci maximálne hodnoty vyprodukovanej sily, a preto je v mnohých športoch braný do úvahy v rozdelení do hmotnostných kategórií.

Podľa Tihanyiho (2006) je dôležitý pri prenose elastickej energie počet tzv. cross links v šľache, ale aj jej dĺžka. S nárastom prierezu nielen svalových vlákien, ale aj šlachového tkaniva sa zväčšuje ich stiffness - tuhosť - schopnosť ukladať elastickejšiu energiu (obr.11), ktorá pri veľkom natiahnutí (compliance – poddajnosti) klesá (obr. 12).



Obr. 9 Schematické znázornenie paralelného a perovitého uloženia kontraktibilných elementov kostrového svalstva.

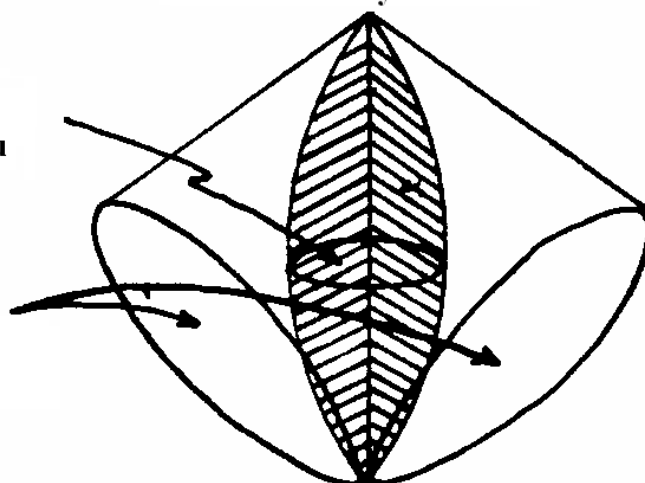
**Paralelné
uloženie svalových vlákien**



**Anatomická
plocha prierezu**

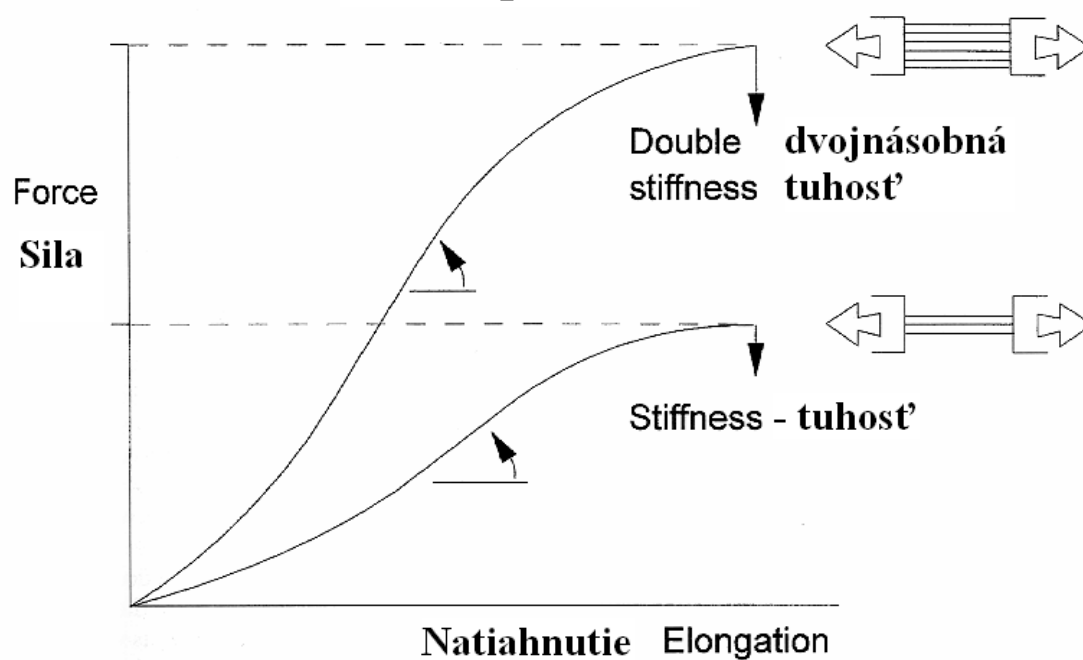
**Funkcionálna
plocha prierezu**

**Perovitě
uloženie svalových vlákien**

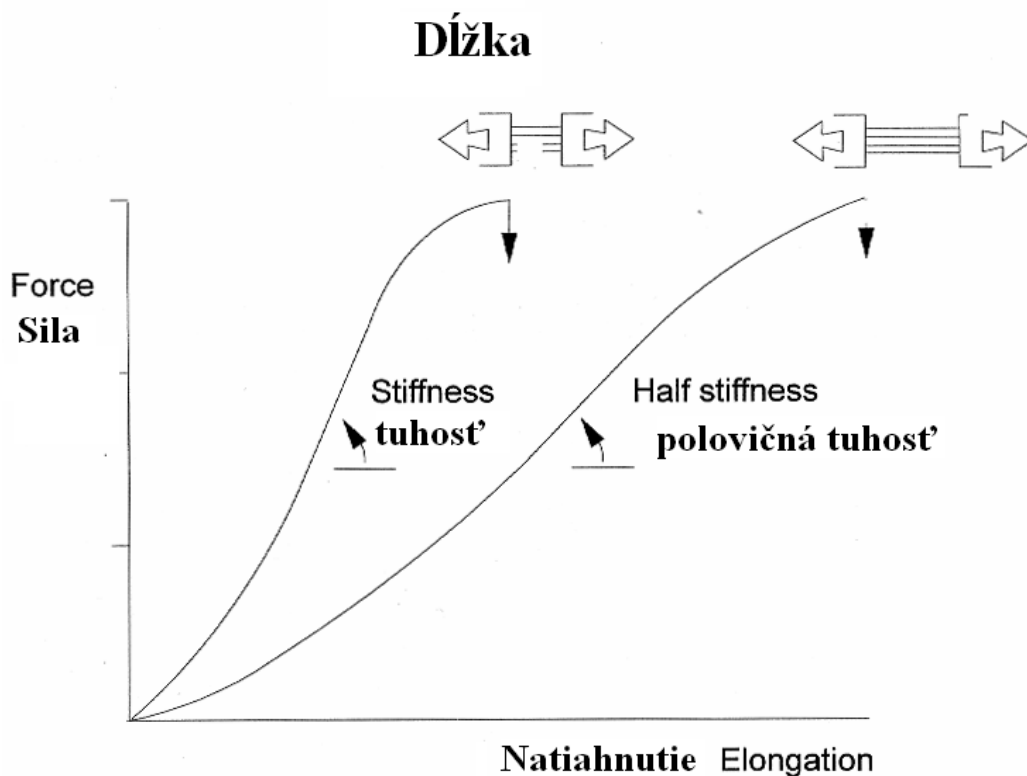


Obr. 10 Schematické znázornenie paralelného a perovitěho uloženia kontraktibilných elementov kostrového svalstva a pri takmer rovnakej anatomickej ploche prierezu, ale s výrazne rozdielnou funkcionálnou plochou prierezu.

Plocha prierezu



Obr. 11 Schematické znázornenie závislosti vyprodukovanej sily od stupňa natiahnutia svalovo - šľachového tkaniva s rozličnou plochou prierezu.



Obr. 12 Schematické znázornenie závislosti vyprodukovanej sily od stupňa natiahnutia rozlične tuhého naťahovaného svalovo - šľachového tkaniva.

Praktické využitie elastickej energie v športe

Cieľom plyometrického tréningu je zlepšiť mechanizmy využívania reflexov a mechanickej potenciálnej energie pružnosti, čoho výsledkom by mala byť rýchle a pružné riešenie pohybovej úlohy napr. odrazu, zmeny smeru a pod., na ktorú má v neposlednom rade vplyv telesná hmota či už aktívna alebo pasívna.

Tréningom plyometrického charakteru sa utlmuje aktivita ochranného mechanizmu a zlepšuje sa stiffness – tuhosť – schopnosť akumulovať potenciálnu energiu pružnosti. Vekom (po 30tke) sa táto pružnosť postupne stráca a je zväčša nahradzovaná maximálne silovými prejavmi na báze zväčšenia prierezu svalu, čo nemusí byť vždy žiaduce.

Pri pohyboch bežeckého charakteru je z hľadiska ekonomizácie dôležité eliminovať najmä brzdenie v horizontálnom smere. To sa dá uskutočniť za pomoci aktívnej práce antagonistov pomocou tzv. „aktívneho dokročenia“, v tomto prípade flexory v kolennom a exenzory v bedrovom kĺbe. Takže pri šprinte musia tieto svaly nevyhnutne pracovať na balistickom princípe, pretože ide o veľmi krátky časový úsek v ktorom sa musia aktivizovať. Oporná fáza je tu veľmi krátka 80 – 100 ms a svaly pracujú v kolennom a členkovom kĺbe po krátkych dráhach pôsobenia. To však neznamená, že sa nevyužíva elastická energia.

Ak sa položí otázka, či je rýchlosť behu ovplyvnená elastickou energiou viac pri max. šprinte alebo pri vytrvalostnom behu, odpoveď je väčšinou, že pri šprinte. Ale ak sa zamyslíme nad problémom, tak maratónec musí viac šetriť svojou energiou ako šprintér, veď musí vykonať viac ako 20 000 krokov. Ak pri každom kroku ušetrí len niekoľko desiatín percenta z potrebnej energie, jeho výkon výrazne narastie.

ZOZNAM BIBLIOGRAFICKÝCH ÚDAJOV

1. ALEXANDER, R.M. (2002). Tendon elasticity and muscle function. *Comparative biochemistry and Physiology*, Vol. 133, pp. 1 001-1 011.
2. BOBBERT, M. F. - GERRITSEN, K.G. - LITJENS, M. C. - VAN SOEST A. J.: (1996) Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 28, pp. 1402 - 1412.
3. BOSCO, C. - VIITASALO, J. T. - KOMI, P. V. - LUTHANEN, P. (1982). Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. *Acta physiol. Scand.*, Vol. 114, pp. 74-83.
4. CRONIN, J. B., MCNAIR, P. J., MARSHALL, R. N.: (2000) The role of maximal strength and load on initial power production. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, Vol. 3, pp. 1763 -1769.
5. FUKUNAGA, T. - KAWAKAMI, Y. - KUBO, K. - KANEHISA, H.: (2002) Muscle and tendon interaction during human movement. *Exerc. Sport. Scie. Rev.* Vol. 30, pp. 106-110.
6. HÄKKINEN, K. - KOMI, P. V. - KAUKHANEN, H. (1986). Electromyographic and force production characteristics of leg extensor muscles of elite weight lifters during isometric, concentric, and various stretch-shortening cycle exercises. *International journal of sportsmedicine*. Vol. 7, No. 3, pp. 144-151.
7. HORTOBAGYI, T. (2002). Training-induced plasticity in the human central nervous system. In: 3rd International Conference on Strength Training, November 13-17, Budapest, pp. 23-25.
8. INHOFE, P.D. - GRANA, W.A. - EAGLE, D., MIN, K.W. - TOMASEK, J.: (1995). The Effects of Anabolic Steroids on Rat Tendon. *American Journal of Sports Medicine*, Vol. 23, pp. 227-232.
9. KOMI, P.V. (1983). Measurement of force-velocity relationship in human muscle under concentric and eccentric contractions. In *Biomechanics III*, ed. By S. Cerquiglini, Basel : Arger, pp. 224-229.
10. KOMI, P.V. - BOSCO, C.: (1978) Utilization of stored elastic energy in leg extensors muscles by men and women. *Med. Sci. Sports*, Vol. 10, pp. 261-265.
11. MILES, J.W. - GRANA, W.A. - EGGLE, D. - MIN, K.W. - CHITWOOD, J. (1992). The effect of anabolic steroids on the biomechanical and histological properties of rat tendon. *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 74, No. 3, pp. 411-422.
12. SANTOS, P. M. H.: (1994) Force and electromyographic-length relationships in stretch-shortening cycle muscle loading. *Motricidade humana/Portuguese journal of human-performance studies*, Vol. 10, No. 1, pp. 54-61.
13. SCHMIDTBLEICHER D.: (2004) Jumping exercises for explosive strength development in athletes. 4th Int. Conference on Strength Training. SerresGreece, Nov. 3-7, pp.10-14.
14. SLAMKA, M. (2000). Akumulačno-rekuperatívny cyklus svalovej práce a jeho využitie v športe. In: Zborník vedeckých prác katedry atletiky IV, Slovenská vedecká spoločnosť pre TV a šport, Bratislava, pp.13-25.
15. TIHANYI, J. (2002). Biomechanics of the tendons ligaments. In: 3rd International Conference on Strength Training, November 13 - 17, Budapest, pp.49-53.
16. TIHÁNYI, J. (2005). Izomlás a szűkréges rossz. *Fidnesz és tudomány* 1., pp. 25 -27.
17. TIHANYI, J. (2006). A mechanikem vibráció. *Fidnesz és Turkmany*, 2, No. 1, pp. 24-27.
18. VIITASALO, J.T. - BOSCO, C. (1982). Electomechanical behavior of human muscles in vertical jumps. *Eur. J. Appl. Physiol.* Vol. 48, pp. 253-261.
19. WINTERS, J.M. - WOO, S.L.Y. (1990). Multiple muscle system: Biomechanics and movement organization. New York : Springer Verlag.

SUMMARY

ELASTIC PROPERTIES OF HUMAN MOVEMENT SYSTEM

Marián VANDERKA - Tomáš KAMPMILLER

***Department of Track & Field, Faculty of Physical Education and Sport,
Comenius University, Bratislava, Slovakia.***

The contribution is aimed to throw light on some of biomechanical, neuronal regulation and bio-energetic factors of elastic properties of human movement system and their using in conditioning. We describe the function of three components model of muscle elastic properties and exploitation of this potential in sport. Connective binding tissues of muscles and tendon create elastic springs that are able to do energy saving mode. The muscle can storage most of elastic energy in serial elastic component. This elastic-reflex mechanism is functioned only by very quick transition from stretch to shortening. The utilization of the storage of elastic energy is not only question of mechanical properties or reflex afferentation, but there are also changes in plasticity on the neuronal cortex level, due to strengthening of synaptic junction responsible for movement regulation. The practical use of this knowledge is objective for the next researches.

Key words: *elastic energy, stretch shortening cycle, model of elastic components of the muscle*