

KRANIOSAKRÁLNA ARETÁCIA

Autoři: Jendrichovský M.

Autoři - pôsobíšte: LF UPJŠ a FN L. Pasteura, Klinika FBLR, Košice, prednosta kliniky doc. P. Takáč, Ph.D.

Článok: Rehabil. fyz. Lék., 16, 2009, No. 2, pp. 79-84.

Cieľom tohto prehľadného článku je poukázať aretováciu funkcie hlbokého stabilizačného systému, ktorý sa svojim kinetickým účinkom podieľa na zaujatí neutrálnej pozície v kĺbe, t.j. pozície, ktorá vyžaduje minimálnu aktivitu svalov zúčastňujúcich sa na posturálnej funkcii. Uvedená aretácia sa realizuje na princípe koaktívácie hlbokého stabilizačného systému s povrchnejšie uloženými vrstvami svalov. Dynamické hľadanie stability sa odvíja a smeruje k neutrálnej kĺbovej pozícii. Kraniosakrálna aretácia svojou asynchrónnou aktivitou výrazne napomáha udržaniu optimálneho posturálneho nastavenia a koordinovanému pohybu chrbtice a končatín v trojrozmernom priestore. Za prvý príznak vznikajúcej dysfunkcie považujeme zmenu rozloženia napätia v rôznych vrstvách. Hlbšie uložené vrstvy aretačných komponentov reagujú intenzívnejšie na zmeny napätia spojenými s vitálnymi funkciami a udržiavaním postury, kým povrchnejšie uloženým myofasciálnym komplexom pripisujeme väčší kinetický efekt.

Kľúčové slová:

stabilita, dynamická rovnováha, kraniosakrálna aretácia, neutrálna kĺbová pozícia, tonusový gradient

Craniosacral Stabilization

This review article deals with the arresting function of deep stabilization system, whose kinetic effect participates in adoption of neutral position in the joint i.e. position which requires minimum activity of muscles participating in postural function. The given fixation is executed on the basis of muscular coactivation of the deep stabilization system with muscular layers positioned more to the body surface. The dynamic search for stability is based and is directed to maintaining optimal postural adjustment and coordinated movement of the spine and extremities in the three dimensional space. The first system of originating dysfunction appears to be the change of tension in different layers. The deeper layers of arresting components respond more intensively to changes in tension associated with vital functions and maintenance of posture, whereas the more superficial positioned myofascial complex apparently adopts a greater kinetic effect.

Key words:

stability, dynamic balance, craniosacral maintenance, neutral joint position, tonus gradient

Organizmus je neustále meniaci sa dynamická sústava vzťahov, neustály tok príčin a dôsledkov, ktoré do seba zapadajú a podliehajú neustálym zmenám. Vonkajšie prostredie a vnútorné podnety nás nútia reagovať na okolité zmeny. Odpoveďou organizmu je špecifické motorické chovanie v zmysle zmeny napätia pohybových komponentov, reaktibilnej zmeny postury, či koordinovaného fázického pohybu. Pokúsme sa sledovať chovanie zložitého interaktívneho systému, ktorým náš pohybový systém bezpochyby je.

Základnou charakteristikou interaktívnych systémov v prírode je fakt, že zmena každého článku systému ovplyvňuje chovanie systému ako celku. Predpokladáme, že pohybový

system sa prirodzene vyvíja od jedného kritického stavu po ďalší, v ktorom aj malá udalosť môže spustiť reťazovú, „nepredvídateľnú“ reakciu príčin a dôsledkov a následných príčin a dôsledkov..., ktoré sú sústavným narušením fungujúcich vzťahov t. j. dynamickej rovnováhy.

Jednou zo základných vlastností funkčných porúch je ich reťazenie (9). V celom neuro-muskulo-skeletálnom systéme, ktorý je poprepájaný v sieťovom modeli, prakticky činnosťou akéhokoľvek článku vznikajú „bludné“ signály spôsobujúce rezonancie t. j. fluktučné odchýlky od pôvodnej symetrie. Ak intenzita fluktuácie je vyššia ako schopnosť regulácie odchýlky, impulz presahuje primárnu úroveň, dochádza k prieniku signálu na okolitú, resp. vyššiu úroveň a systém potrebuje na vyváženie odchýlky zapojiť špecifický regulačný okruh.

Pohyb kĺbu v priestore

Zvyčajný pohľad na pohyb v kĺbe je dvojrozmerný (flexia-extenzia, abdukcia-addukcia...), odohrávajúci sa v konkrétnej rovine a popisujeme ho uhlovo. Ak si uvedomíme, že pohyb sa odohráva v trojrozmernom priestore, zistíme nedostatočnosť uvedeného popisu. Pri hodnotení uhlového pohybu hodnotíme pohyb kostí resp. trajektóriu referencie bodov na kosti. Podobnou analógiou je porovnávať pohyb dverí a vynechať pri tom popis pohybu v závesoch.

Ak nakreslíme trojuholník na rovnej ploche, jeho strany budú rovné a súčet jeho uhlov sa bude rovnať 180° (Euklidova veta), ak ho však nakreslíme na povrch sféroidného útvaru, jeho steny budú oblé v závislosti na tvare sféroidu a súčet jeho uhlov bude menší ako 180° pri konkávnom povrchu a väčší ako 180° pri konvexnom povrchu (13).

Z uvedeného vyplýva, že uhlové pohyby v kĺbe sa nemôžu udiat bez sprievodných pohybov (valivý resp. kĺzavý pohyb a sprievodná rotácia). V čom spočíva úloha kĺbovej vôľe? Joint play nie je len ďalšia možnosť pre kĺb, ďalší možný druh pohybu, je to niečo, čo umožňuje samotný pohyb v trojrozmernom priestore ako taký.

Ak sledujeme pohyb v kĺbe v priestore, je zrejmé, že sa jedná o syntézu valivého a kĺzavého pohybu v závislosti na tvare kĺbových plôch. Pre hladký priebeh pohybu je potrebná kĺbová vôľa umožňujúca dokonalú kongruenciu kĺbových plôch. Pri poruche funkcie dochádza k obmedzeniu kĺbovej vôľe, čo sa prejavuje redukciou pohyblivosti v určitom smere a rozsahu podľa určitého vzorca – capsular pattern. Predpokladáme, že vzorec sa môže meniť v závislosti na uhlovom nastavení a obsah vzorca závisí na prevahe valivého a kĺzavého pohybu, v konkrétnom pohybe.

príklad 1:

Lánik (8) popisuje pohyb medzi femurom a tibiou pri flexii v kolene nasledovne: tibiálny kondyl sa v prvých 10° - 15° valí, potom prechádza čoraz viac na pohyb kĺzavý. Na fibulárnej strane sa kondyl valí prvých 20° flexie, potom sa pohybuje kombinovane, viac však prevláda kĺzavý pohyb. Valivý typ pohybu je vhodnejší pre zaťažené koleno, kĺzavý pre voľný pohyb bez zaťaženia.

Pri extenzii kolena, v jej poslednej fáze sa obidva kondyly femuru valia po tibií nerovnomerne. Tibiálny kondyl, ktorý je viac zakrivený sa pohybuje skôr ako fibulárny, preto sa musí valenie tibiálneho kondylu brzdiť a fibulárneho naopak podporovať. Obidva účinky dosiahneme tak, že na konci extenzie tibiou súčasne extrarotujeme.

Nemalú úlohu v tomto pohybe hrajú rotačné zložky pohybu, zabezpečované koaktiváciou rotátorov, vymedzujúc správnu stranovú centráciu kĺbu počas pohybu. Obnovením joint play dochádza k „odblokovaniu“ tej ktorej zložky pohybu (valivej, kĺzavej) a vytvoreniu podmienok pre pohyb v trojrozmernom priestore. Dvojrozmerný uhlový pohyb sa mení na trojrozmerný *pohyb helický*. Znamená to, že kĺbové plochy sa voči sebe pohybujú vo viacerých rovinách súčasne. Pre tento pohyb musí zákonite existovať určitá kĺbová vôľa, umožňujúca pohyb takýmto spôsobom. Pri chýbaní tejto vôľe výsledkom je obmedzenie pohybu, bolesť, alebo oboje. Pre stratu joint play použil Mennell (12) termín kĺbová

dysfunkcia. V tomto obraze dynamické hľadanie stability sa odvíja a smeruje k neutrálnej kĺbovej pozícii, čo priamo súvisí s nastavením a udržaním atitudy.

Neutral joint position

Instabilita je strata intersegmentálnej kontroly spojivových tkanív, ktorá spôsobuje oslabenie schopnosti stabilizovať pohyb v kĺbe počas záťaže. Panjabi (15) definuje spinálnu instabilitu ako zvýšenú laxicitu okolo neutrálnej pozície spinálneho segmentu označovanej ako „neutrálna zóna“. Na udržiavanie stability sa podieľajú 3 funkčne integrované systémy:

pasívny systém – pozostáva zo stavca, intervertebrálnych kĺbov, intervertebrálneho disku a ligament zabezpečujúcich pasívnu stabilitu.

aktívny systém – pozostáva zo svalov a šliach obklopujúcich a hýbajúcich segmentom (aktívna stabilita).

neurálny systém – tvorí centrálny riadiaci systém, ktorý na základe informácií z periférie riadi a kontroluje aktívny systém v procese zabezpečenia dynamickej rovnováhy v segmente a viacerých segmentov navzájom.

Za instabilitu môžeme považovať signifikantné zníženie stabilizačnej schopnosti segmentu v procese udržiavania intervertebrálnej neutrálnej pozície vo vnútri fyziologického rozsahu kĺbu.

Položme si otázku, či existuje vôbec presne vymedzené stredné neutrálne postavenie? Jirout (5) preukázal, že po návrate z krajného postavenia späť do neutrálnej pozície je postavenie v kĺbe odlišné ako na začiatku pohybu. V tak členitej a pohyblivej štruktúre s toľkými funkčnými prepojeniami (sieť vzťahov) ako je chrbtica neexistuje absolútne pevné neutrálne postavenie (10). V tomto prípade sa nejedná pri manipulácii kĺbu o „naprávanie“ v zmysle repozície, ale skôr ide o zfunkčnenie segmentu, t.j. umožňuje zaujať postavenie za daných okolností najvýhodnejšie, čím dosahujeme symetriu funkcie.

Ak predpokladáme, že navodenie stavu segmentálnej stability je podmienené udržaním segmentu v neutrálnej pozícii, plní hlboký stabilizačný systém predovšetkým aretovaciu funkciu. Pri jeho dysfunkcii dochádza k vychýleniu jednotlivých článkov z neutrálnej pozície a priblíženiu ku krajnému postaveniu, čím dochádza k segmentálnemu „obnaženiu, unlocking“ a nemožnosti spontánneho alebo cieleného zaujatia ekonomickej neutrálnej pozície a tým k významnej zo začiatku podprahovej signálnej deprivácii a modifikácii dynamických stereotypov. Pri zotrvaní v tejto pozícii je kĺb vystavený náročnejším ťahovým a tlakovým pomerom a podstatne sa menia jeho kinematické schopnosti v sebe samom ako aj k jeho spoluhráčom.

Neutral joint position sa v tomto svetle javí ako pozícia vyžadujúca minimálnu aktivitu svalov zúčastňujúcich sa na posturálnej funkcii, nemusí sa zákonite jednať o pozíciu centrálnu resp. stredovú.

Uzamknutie - odomknutie kĺbu (close-packed position, loose-packed position)

Ako vyplýva z predchádzajúcej state pohyb v kĺbe sa odohráva na zväčša ovoidných povrchoch. Ovoidné povrchy sú nepravidelné, v tomto smere sa na povrchu konštantne mení rádius pohybu. Pohyb v skutočnosti nie je priamočiary, ale trajektória referenčných bodov popisuje na povrchu oblúk. Ak sa jedna časť kĺbu pohybuje po druhej, je zrejmé, že povrchy hlavice a jamky do seba dokonale nezapadajú, sú inkongruentné. Existuje len jedna pozícia kĺbu v ktorej sú ich plochy relatívne maximálne kongruentné, pretože ich rádius je približne rovnaký. Tuto pozíciu označujeme ako uzamknutie kĺbu (close-packed position).

Ak je táto pozícia dosiahnutá v určitom smere, ďalší fyziologický pohyb v tomto smer už nie je možný, kĺbové časti dosiahli svoju fyziologickú bariéru. Pohyb smerom k uzamknutiu spôsobuje kompresiu kĺbových štruktúr, kým pohyb smerom von z uzamknutia má za následok distrakciu kĺbových plôch. Pri opakovanom, rytmickom pohybe tak dochádza

k zlepšeniu hydrodynamiky kĺbu. Stupeň riasenia mäkkých častí puzdra plní zasa významnú informačnú funkciu o zmenách polohy a pohybu excitáciou kĺbových receptorov (19).

Po opustení uzamknutej pozície sú kĺbové plochy inkongruentné, kĺb sa odomkyna, dochádza k distrakcii kĺbových elementov a stabilizačné ligamentá sa stávajú relatívne laxné a zároveň zraniteľné v závislosti od stupňa otvorenia kĺbu. Ak je schopnosť distrakcie obmedzená, pri pohybe smerom k uzamknutej pozícii kĺbové plochy sú predčasne približované, čo spôsobuje predčasnú kompresiu kĺbových štruktúr a dochádza k obmedzeniu pohybu v kĺbe.

Ďalším mechanizmom brániacim predčasnému uzamknutiu kĺbu a zároveň umožňujúci dokonalú centráciu je konjunktívna rotácia (4). Podobnú analógiu helického pohybu môžeme nájsť v intervertebrálnych spojeniach, kde nižšie uvedená aretácia svojou asynchrónnou aktivitou výrazne napomáha koordinovanému pohybu v trojrozmernom priestore.

Kraniosakrálna aretácia

Predpokladáme, že hlavným efektorom na udržanie neutrálnej pozície je hlboký stabilizačný systém, ktorý plní úlohu dynamických ligament. Pri bližšom pohľade na modelovú situáciu ozubených kolies Brügerovho sedu, modifikovanú Kolárom (6), ak vložíme ešte jedno malé aretovacie ozubie simulujúce činnosť hlbokých krčných flexorov v priestore C-Th prechodu, druhé ozubie simulujúce pôsobenie bránice a tretie ozubie simulujúce účinok súčinnosti svalov panvového dna a m. transversus abd. v oblasti L-S prechodu, dosiahneme významný vyvažovací mechanizmus, ktorý nám umožňuje efektívny preset postury pred vykonaním samotného fázického pohybu. Pružná reaktibilita týchto svalov umožňuje anticipáciu predpokladaného pohybu a zvyšuje bezpečnosť a stabilitu v pohybovanej oblasti (viď obr. č. 1).

Drobné intersegmentálne svaly majú 7-krát väčšie propioceptívne zásobenie (17). Čo je dôvodom použitia tak mohutnej aferentnej, signálnej úrovne pri tak malých a v podstate nízko vnímateľných svaloch?

Pri nesprávnom, alebo nedostatočnom zapojení svalov podieľajúcich sa na aretácii dochádza k vychýleniu z neutrálnej pozície na jednu alebo na druhú stranu (k bodu A alebo B – viď obr. č. 2) t. j. smerom k odomknutiu alebo uzamknutiu kĺbu, dochádza k ich pasívnej insuficiencii t.j. zníženiu schopnosti kontrakcie z predĺženého stavu. Táto insuficiencia výrazne znižuje vnútornú stabilitu osového orgánu a negatívne modifikuje tok signálu a facilitačno-inhibično rovnováhu. Systém stráca schopnosť udržať resp. aktívne zaujať neutrálnu pozíciu, dostáva sa do stavu odomknutia alebo uzamknutia a zapája ďalšie pohybové elementy na udržanie resp. nadobudnutie stabilnej pozície. Tento stav je otvorením cesty pre zmenu pohyblivosti susedných aj vzdialených úsekov a vzniku kĺbových dysfunkcií. Zdanlivo malý moment sily kontrakcie hlbokých flexorov krku predstavuje značnú zmenu v uhlovom nastavení hrudníku a kinetický efekt na mechaniku dýchania ako vitálnej funkcie. Hrudná chrbtica tvorí najmenej pohyblivý, ale metricky najdlhší úsek chrbtice a tak aj zdanlivo malá aretácia významne ovplyvňuje jeho postavenie, predovšetkým vplýva na horizontálne nastavenie bránice, s vplyvom na mechaniku dýchania, ktorého význam zdôrazňujú viacerí autori (2, 6, 17). Správnym nastavením polohy bránice pri dýchaní sa vytvára optimálne punctum fixum pre ventilačnú kinetiku. Dýchací cyklus sa navyše významne podieľa na regulácii a distribúcii napätia vo väčšine kinetických jednotiek pohybového systému.

Hermachová (3) vo svojej úvahe o rotácii trupu vidí potrebu zladenia vonkajších (pohybových) elementov s kinetickými a tlakovými nárokmi vnútorných systémov. Hlboký stabilizačný systém nie je úplne pod vôľovou kontrolou. Nie je táto čiastočná strata kontroly spojená s pružnou reaktibilitou na potreby vitálne dôležitejších systémov?

V iníciaľnej fáze riešenia problému ozubených kolies sme vložili tri aretovacie ozubia v oblasti C-Th prechodu, Th-L prechodu resp. bránice a v oblasti L-S prechodu. Veľké ozubia

vyjadrujú kinetický účinok povrchových svalových vrstiev, kým malé ozubia sme priradili k hlbšie uloženým vrstvám svalov chrbtice. Tento model sa nám javil výstižnejší, avšak úplne nezohľadňoval všetky kinetické požiadavky, zvlášť sa javilo problematické zosúladenie stereotypu dýchania s aktiváciou príľahlých úsekov chrbtice. Druhým problémom vyplývajúcim z uvedenej schémy bolo dvojrozmerné zachytenie problému. Ako sme uviedli vyššie pohyb v kĺbe je trojrozmerný, preto sme kruhovú aretačnú plochu nahradili vrstvou guľovou, ktorej vrstvy vyjadrujú povrchovú, strednú a hlbokú vrstvu svalov participujúcich na aretácii.

Prvá úroveň aretácie vykonáva excentrickú kontrakciu s centrom v C-Th prechode, aktivujúca sa s nádychom.

Druhá úroveň aretácie spôsobuje koncentrickú kontrakciu s centrom v Th-L prechode, čím vytvára punctum fixum pre koaktiváciu bránice a reguluje uhlové nastavenie bránice v horizontále. Mechanizmom tohto nastavenia je aktivácia povrchových vrstiev brušných svalov so súčasťou inhibíciou hlbokých vrstiev v zmysle protichodného zasúvania sa do seba. Tretia úroveň aretácie spočíva v excentrickej kontrakcii s centrom v oblasti L-S prechodu s protichodným efektom zmeny napätia v zmysle klopenia panvy ventrálne so súčasťou naznačenou lordotizáciou driekovej chrbtice.

Za hlavný mechanizmus v procese aretácie považujeme **protichodný silový účinok vrstiev svalov**, čím dochádza k tvorbe a udržiavaniu **tonusových gradientov** potrebných na vznik prostredia pružnej stability v ktorej sa odohráva konkrétny fázický pohyb (obr. č. 3).

Predpokladáme, že hlbšie uložené vrstvy aretačných komponentov reagujú intenzívnejšie na zmeny napätia spojenými s vitálnymi funkciami (dýchanie, obehová, tráviaca a vylučovacia funkcia). Tieto zmeny napätia ovplyvňujú koordinovanú činnosť vyvažovania a prednastavenia pohybu.

Za prvý príznak vznikajúcej dysfunkcie považujeme zmenu napätia. Vznikajúca dysfunkcia sa nemusí prejaviť v iniciálnej fáze zmenou postavenia resp. postury. Znovu sa vraciame k otázke : prečo majú autochtónne svaly 7x väčšie propioceptívne zásobenie? Odpoveďou by mohlo byť zabezpečenie mechanizmu pružnej reaktivity na zmenu dychových funkcií a potrieb, súvisiacich s výkyvmi psychických procesov a posturálnej funkcie. Autochtónne svaly sú pod inou úrovňou riadenia aj vďaka tomu, že sa podieľajú na procese prispôsobovania a kompenzácie zmien funkcie vitálnych systémov.

Predpokladáme, že zmeny v aretovacej funkcii majú komplexnejšie následky : koordinovaná úroveň ventilácie zabezpečuje napätie štruktúr podieľajúcich sa na dýchaní, čím sa vytvára optimálny gradient medzi atmosferickým a pulmonálnym tlakom, ktorý je hnacou silou výmeny vzduchu v pľúcach. Zároveň udrzaním kvality expíria sa znižuje cievy periférny odpor, čo zabraňuje zvýšeniu tlaku vo veľkých cievach a zvýšenej záťaže srdcovej funkcie. Výsledkom je opäť ekonomizácia a zníženie únavnosti systému. Zmeny napätia ovplyvňujú úroveň perfúzie tkanív a autonómnych funkcií vnútorných orgánov. Uvedená úvaha prispieva k lepšiemu objasneniu visceru-vertebrálnych a vertebro-viscerálnych vzťahov.

Delenie funkcie svalov na fázické a tonické sa nám javí ako neúplné, vzniká potreba špecifikácie funkcie svalov v obraze komplexity systému, na viac úrovni (vrstiev) s definovaním ich konkrétnej participácie na vitálnych a pohybových funkciách. Pohybový systém chrbtice anatomicky a funkčne predstavuje viacvrstvomý model myofasciálnych štruktúr : povrchová, stredná a hlboká vrstva brušných svalov, m. longissimus, m. iliocostalis a mm. multifidi v driekovej oblasti, vrstvenie krčných svalov ohraničené tromi fasciálnymi vrstvami – superficiálna, pertracheálna a prevertebrálna fascia v krčnej oblasti. Predpokladáme, že konkrétne vrstvy podliehajú rôznym úrovňam riadenia s odlišnou funkciou.

Patomechanizmus vzniku porúch

Proces degradácie systému spočíva v inkoordinácii, zmene signálneho toku, čo narušuje vytváranie tonusových gradientov potrebných pre protichodné pohyby vrstiev, podieľajúcich sa na aretácii.

Nedostatočnou kranio -sagrálnou aretáciou dochádza k zmene pohybovej stratégie a vzniku porúch funkcie prakticky na celom úseku chrbtice a koreňových kĺboch a tvorbe patomorfologických zmien na uvedených štruktúrach.

Porucha koordinácie m. transversus abdominis a svalov panvového dna v súčinnosti s mm. multifidii na dorzálnej strane sa výrazne prejaví pri zaťažení driekovej chrbtice (napr. pri zdvíhaní bremien), kedy sa tiaž zdvíhaného telesa plynule nerozloží na namáhanú štruktúru, ale dôjde ku koncentrácii tiaže na jeden zväčša kritický úsek driekovej chrbtice - locus minoris resistentiae (L₅-S₁ segment).

Pri stranevej dysbalancii môžeme zaznamenať aj posuny v panvovej oblasti so stagnáciou krížovej kosti v krajnom nutačnom postavení, reflexne vznikajúcim SI posunom s prítomnosťou nálezu pozitivity provokačných manévrov na sakroiliakálne kĺby (7).

Obdobný mechanizmus môžeme sledovať pri poruche „uzamknutia“ krčnej chrbtice pri zaťažení, zdvíhaní bremien alebo opore o HK. Pri poruche koaktívacie hlbokých flexorov krku s povrchovými extenzormi a svalmi ramenného pletenca dochádza k prenosu tiaže resp. napätia na stredný úsek krčnej chrbtice s následným vznikom patologickej hypermobility, po čase so vznikom osteoproduktívnych zmien, stenózou spinálneho kanála a degeneráciou disku s radikulárnou symptomatológiou...

Takisto porucha hore uvedeného nastavenia spôsobuje malpozíciu lopatky s anteverziou ramenného pletenca, zvýšeným nárokom na šlachový aparát ramena a ovplyvnením opornej motoriky a dynamických stereotypov úchopu cez výraznú zmenu propiocepcie evidentnú pri hodnotení kvality opornej funkcie HKK.

Správna funkcia panvového dna spolu s brušnými svalmi plní funkciu prenosu napätia na DKK s antigravitačnou funkciou, ktorá odľahčuje hrudný a krčný systém a umožňuje lepšiu participáciu na vitálnych funkciách.

Záver

Pohybový systém je projektovaný tak, aby sa veľké interakcie rozložili (diverzifikovali) v mnohotvárnej členitosti štruktúry. Čím vyššia variabilita pohybového prejavu, ktorý je atribútom funkcie, tým má organizmus k dispozícii viac kompenzačných mechanizmov. Túto variabilitu prejavu nám fylogeneticky umožňujú v koaktívnych súhrach fylogeneticky mladšie fázické svaly. Proces degradácie, degenerácie nastáva ak tieto vývinovo mladšie štruktúry sa vplyvom častých porúch segmentálnej rovnováhy a prechodu na režim reflexnej obrannej motoriky postupne vypájajú zo svojej funkcie a dochádza k ich alienácii. Túto fragilitu fázického systému nahrádza funkcia systému fylogeneticky staršieho avšak čo do variability prejavu chudobnejšieho čo vidieť na jeho tendencii k hypertonusu a skráteniu. Mechanizmom je narušenie princípu koaktívacie svalov (hráčov a protihráčov). Tento proces sa javí ako zákonitá degenerácia pohybového systému v procese starnutia.

Uvedené zmeny majú za následok nielen zmenu mobility a postavenia kĺbových štruktúr ale predovšetkým depriváciu toku signálu, čo inhibuje funkciu susedných aj vzdialených fázických svalov a narúša ich timing- radenie v pohybových stereotypoch.

Fungovanie systému v stave „nižšej, núdzovej“ dynamickej rovnováhy vyžaduje vyššie energetické nároky, spôsobuje väčší ťahový a tlakový nápor na tkanivá efektorov s následkom mikrotraumatizácie, zmeny kĺbovej centrácie, odlišnej signalizácie z propioceptorov a zmeny dynamických pohybových stereotypov. Rozvíja sa typický circulus vitiosus, ktorý sa snaží pohybový systém vykompenzovať podľa svojich možností.

Literatúra:

1. CYRIAX J.: Textbook of ortopaedic medicine: diagnosis of soft tissue lesions, vol. 1, London Bailliere Tindal, 1982
2. ČUMPELÍK J., VÉLE F. et al.: Vztah medzi dechovými pohyby a držením tela. Rehabilitace a Fyz. Lék., č. 2, 2006, s. 62-70
3. HERMACH C. M. H.: Proč je rotace trupu tak zranitelná? Konference „Kineziologie 2004“, Praha, 23.-24.6.2004 In: Rehab. a Fyz. Lék. č.4, s. 197-203
4. HERTLING D., KESSLER RM.: Management of common Musculoskeletal disorders – Physical therapy principles and methods. Philadelphia, Lippincot williams&Wilkins, 2006, ISBN 0-7817-3626-9
5. JIROUT J.: Persistence of sinkinetic patterns of cervical spine. In: Lewit K.: Manipulační léčba v myoskeletální medicíne. Sdělovací technika, Praha, 2003, 5. přepracované vydání., ISBN 80-86645-04-5
6. KOLÁŘ P.: Vertebrogénní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1, 2007, s. 3-17.
7. JENDRICHOVSKÝ M., TAKÁČ P.: Význam mäkkých častí pri vzniku sakroiliakálnych dysfunkcií u poúrazových stavov dolných končatín. Rehabil. fyz. Lék., 13, 2006, No. 1, p. 24-28
8. LÁNIK V.: Kineziológia. Vyd. 1., Martin: Osveta 1990, ISBN 80-217-0136-6
9. LEWIT K.: Vztah struktury a funkce v pohybové soustavě. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2000, No.3, p.99-101
10. LEWIT K.: Manipulační léčba v myoskeletální medicíne. Sdělovací technika, Praha, 2003, 5. přepracované vydání., ISBN 80-86645-04-5
11. LEWIT K.: Rehabilitace u bolestivých poruch pohybové soustavy. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1, 2001, s. 4-17.
12. MENNELL J.: Joint pain, Boston, Little and Co., 1964
13. MLODINOW L.: Euklidovo okno, Slovart, Praha, 2007, ISBN 978-80-7209-900-9
14. NORRIS C.: Back stability. Champaign: Human kinetics, 2000
15. PANJABI MM.: The stabilizing system of spine: Part II. Neutral zone and instability hypothesis. Journal of spinal disorders 5, 390-397, 1992
16. PENZIAS A.: Como vivere in un mundo High-Tech., Miláno, Bompiani, 1989, str.107-108
17. SUCHOMEL T.: Stabilita v pohybovém systéme a hluboký stabilizační systéme – podstata a klinické východiska. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 3, 2006, s. 112-124.
18. VÉLE F., ČUMPELÍK J., PAVLŮ D.: Úvaha nad probléme „stability“ ve fyzioterapii. Rehabilitace a Fyzikální Lékařství, č. 3, 2004, str. 103-105
19. VÉLE F.: Kineziologie pro klinickou praxi. Grada, Praha, 1997, 1. vydanie, ISBN 80-7169-256-5

Kontakt :

Mgr. Marián Jendrichovský
 Obrancov mieru 19
 064 01 Stará Ľubovňa
 m.jendrichovsky@hotmail.com