

ASPETTI NEUROFISIOLOGICI ED APPLICATIVI DELL'ALLENAMENTO VIBRATORIO

Bisciotti Gian Nicola Ph. D.

Centro di Ricerca per l'Innovazione Scientifica della Facoltà di Scienze dello Sport dell'Università Claude Bernard di Lione (F)

Introduzione

Quotidianamente, probabilmente nella maggior parte dei casi senza nemmeno rendercene conto, il nostro corpo è sottoposto a vibrazioni di differente tipo, basti pensare a quando viaggiamo in autobus, in treno, oppure in automobile, solamente per citare i casi più ordinari. Molte altre categorie di persone invece, sottopongono il loro corpo a vibrazioni di ben altro genere, come quelle causate da macchinari quali i veicoli pesanti, i martelli pneumatici, oppure molti altri utensili manuali. Esattamente come per il caso del nostro apparato acustico, che può captare suoni piacevoli oppure estremamente sgradevoli, il nostro corpo può essere sottoposto a vibrazioni del tutto gradevoli, come ad esempio il leggero beccheggio od il piacevole rollio di una barca, oppure decisamente spiacevoli, come nel caso in cui si percorresse una strada dissestata con un mezzo scarsamente ammortizzato. Da un punto di vista meccanico, possiamo affermare che un corpo vibra quando quest'ultimo descrive un movimento di tipo oscillatorio intorno ad una posizione di riferimento. Se prendiamo come esempio un modello meccanico costituito da un corpo di massa m , che sia vincolato ad una molla la cui costante elastica viene indicata con K e lo poniamo in oscillazione, potremo osservare come la massa m si muova con regolarità nei confronti della posizione di equilibrio statico. Inoltre, potremo notare come il movimento osservabile abbia un carattere periodico, in altre parole, ad intervalli di tempo regolari si riprodurrà eguale a se stesso (figura 1)

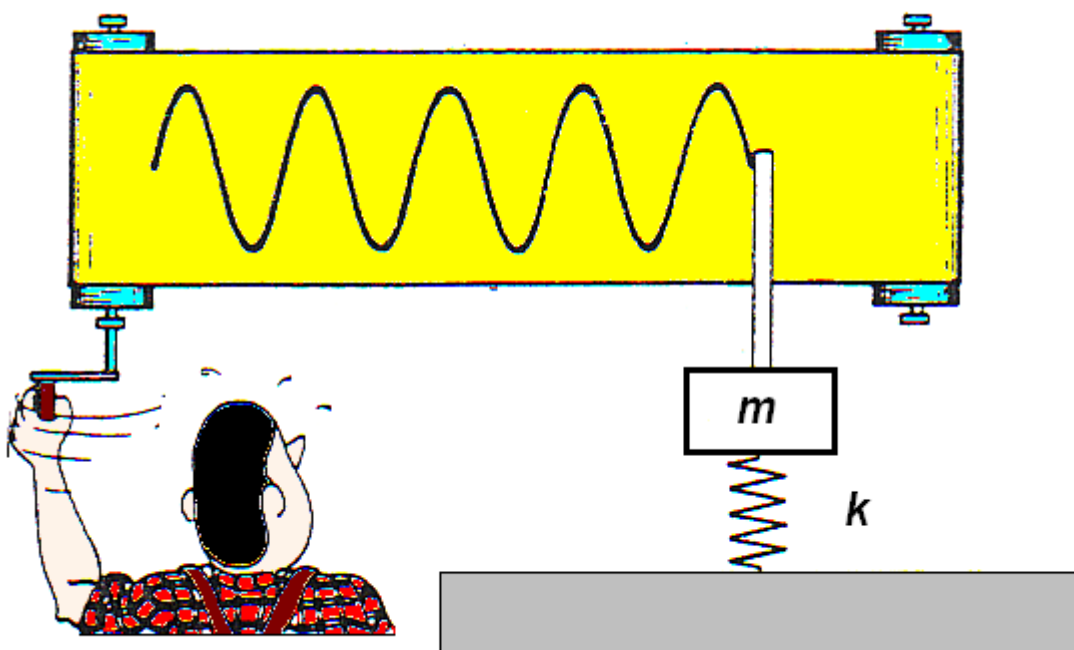


Figura 1: in un sistema costituito da una massa vincolata ad una molla e posto in oscillazione si produrrà un movimento regolare di carattere periodico.

In figura 1 è rappresentata quella che può essere definita come la più semplice delle funzioni periodiche, ossia il “moto armonico”. L’andamento in funzione del tempo di questa funzione è rappresentato da un’onda di tipo sinusoidale descrivibile dalla sua ampiezza D e dal suo periodo T . Il numero dei cicli completi compiuti durante l’unità di tempo, ossia durante un secondo, è detto frequenza, la quale viene misurata in Hertz (Hz). La frequenza è legata matematicamente al periodo T attraverso la seguente relazione:

$$f = 1/T$$

Dove f è la frequenza espressa in Hz e T il periodo espresso in secondi.

Per cui ad esempio ad un periodo di 0,04 secondi corrisponderà un frequenza di 25 Hz.

Le vibrazioni possono essere suddivise in due gruppi principali: le vibrazioni deterministiche e le vibrazioni random.

Appartengono al primo gruppo tutte le vibrazioni che possono essere descritte grazie a delle espressioni matematiche in grado quantificare le variazioni, in funzione del tempo, dei valori istantanei d’ampiezza. Tipiche di questo gruppo sono le vibrazioni provocate dai macchinari di tipo meccanico (fig. 2).

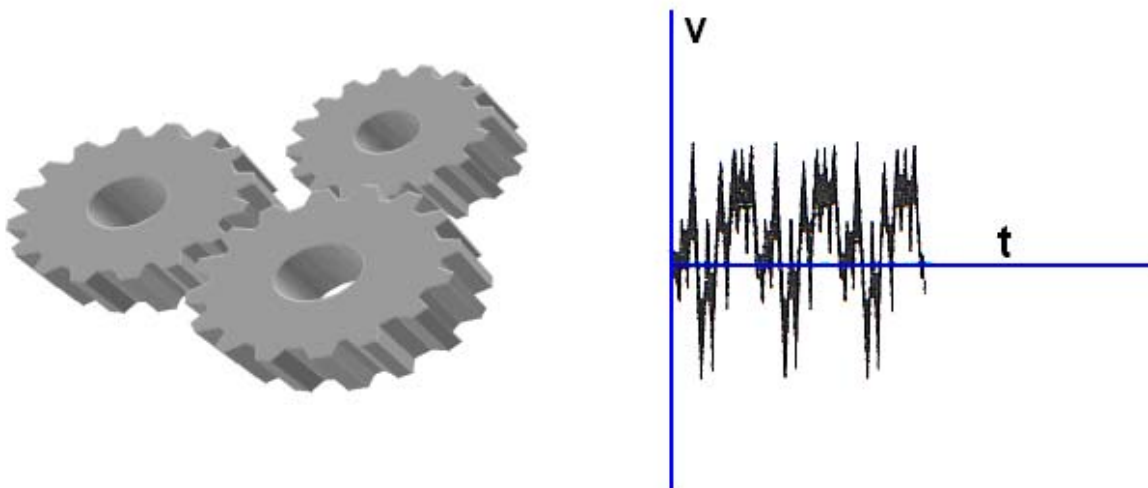
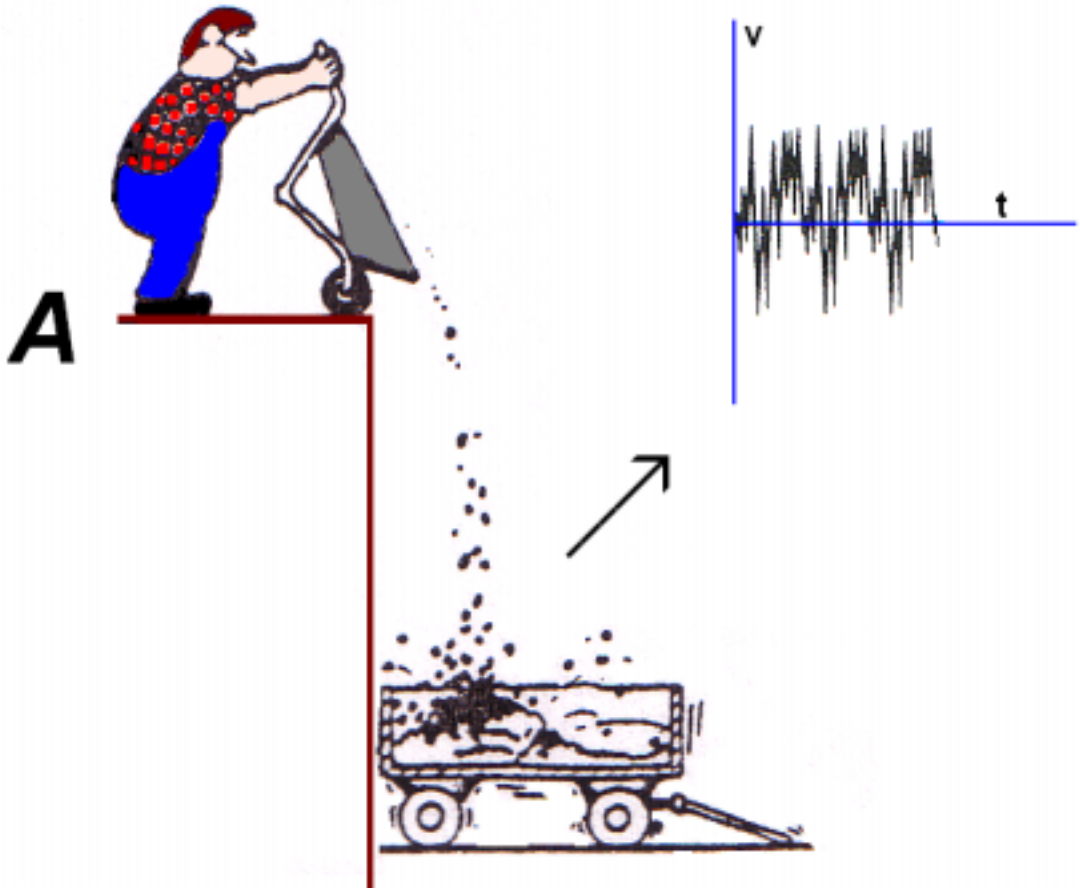


Fig 2: le vibrazioni provate dalle strumentazioni meccaniche costituiscono tipici esempi di vibrazioni deterministiche.

I fenomeni appartenenti al secondo gruppo, ossia le vibrazioni random, possono al contrario essere descritti solamente attraverso dei parametri statistici, dato che costituiscono fenomeni vibratorii il

cui andamento nel tempo descrive un moto irregolare e del tutto casuale, tale da rendere impossibile la previsione del suo valore istantaneo. Una carriola di sassi che viene svuotata costituisce un tipico esempio di vibrazioni random (figura 3).



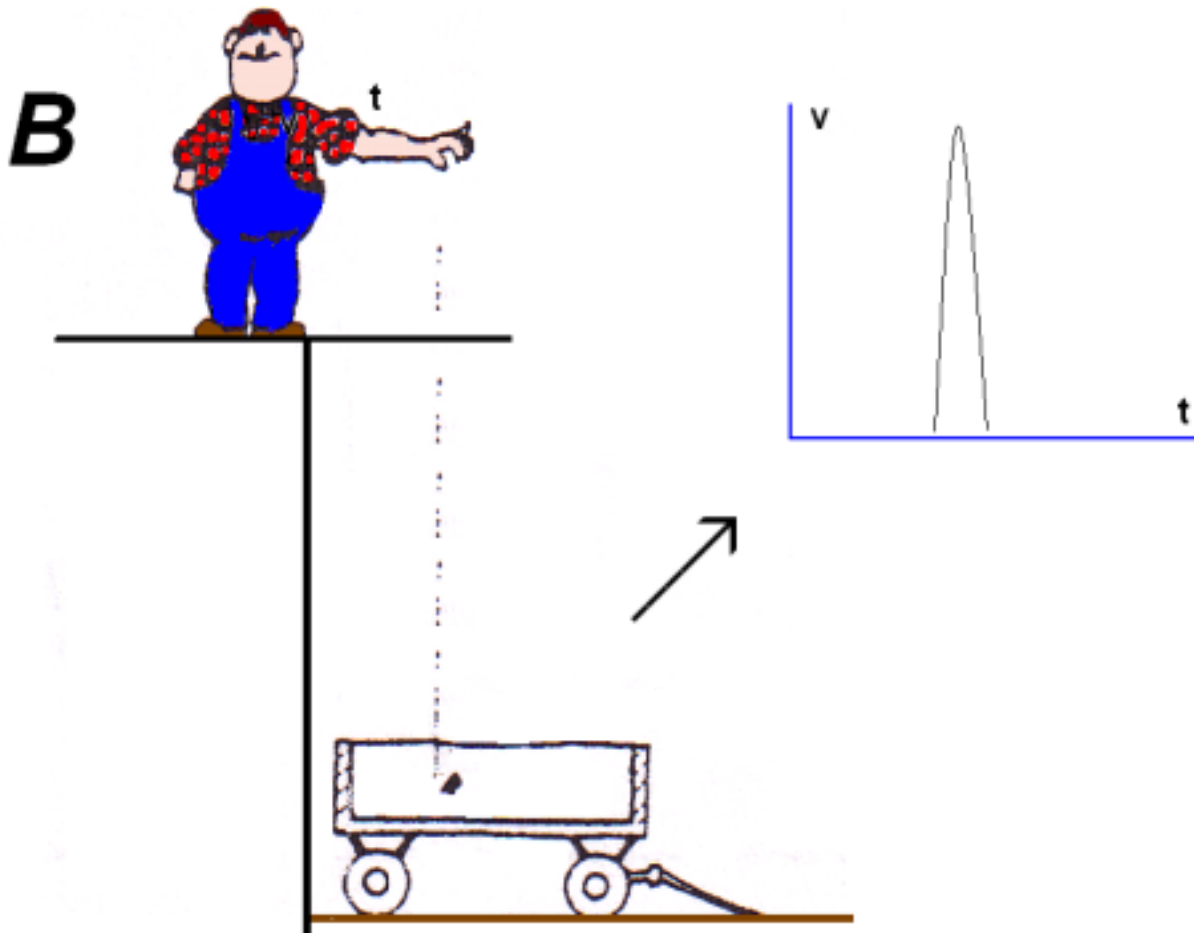


Figura 3: le vibrazioni random sono fenomeni irregolari ed imprevedibili come nel caso della caduta di un carico di sassi (riquadro A). Ai fenomeni non periodici appartengono anche gli shock meccanici, causati da improvvisi rilasci d'energia, come nel caso di un esplosione oppure di un impatto: la loro durata è tipicamente infinitesimale, tendente a zero (riquadro B).

Riconsideriamo ora il sistema meccanico massa-molla, descritto in figura 1 e poniamolo in oscillazione avendo come riferimento un punto x posto sulla massa m . Nel momento in cui il sistema oscilla il punto x si sposta di un certo valore (misurabile in metri, millimetri, oppure micron nel caso di spostamenti di ridottissima ampiezza). Questo spostamento viene compiuto in un certo tempo, da questo consegue che si possa considerare la sua dinamica anche in termini di velocità e d'accelerazione (figura 4). L'accelerazione, come vedremo in seguito, costituisce uno dei parametri cruciali dell'allenamento vibratorio (AV).

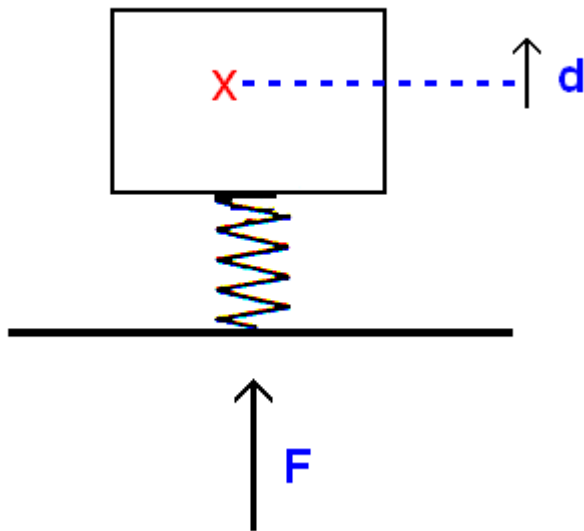


Figura 4: in un sistema in oscillazione sono misurabili, oltre che la frequenza e l'ampiezza dell'oscillazione, i parametri di velocità e d' accelerazione.

L'esposizione alle vibrazioni può avere serie ripercussioni sull'organismo umano ed animale, non a caso esistono delle normative ben precise a questo proposito nell'ambito della medicina del lavoro; tuttavia il punto cruciale concernente la positività o la negatività dell'esposizione alle vibrazioni è costituito dalla loro frequenza ed ampiezza nonché dalla durata dell'esposizione stessa. I risultati degli studi scientifici in proposito, indicano come un periodo d'esposizione ridotto ed una frequenza di vibrazione dell'ordine di 20-30 Hz non solo non comportino alcun effetto negativo a livello organico, ma come, al contrario, possano indurre un positivo adattamento neuromuscolare (Kerschman-Shindl e coll., 2001).

Storiografia

I primi lavori scientifici riguardanti l'utilizzo delle vibrazioni a scopo terapeutico sull'uomo risalgono al 1949, quando Whedon e coll. (1949), riferirono degli effetti positivi ottenuti grazie all'applicazione di vibrazioni generate da uno speciale letto oscillante, sulle anomalie metaboliche di pazienti allettati in immobilizzazione gessata. Un successivo studio sperimentale (Hettinger, 1956), dimostrò come la somministrazione di vibrazioni di frequenza pari a 50 Hz, e generanti un'accelerazione pari a 10 g, fossero in grado di aumentare l'area di sezione muscolare, nonché di diminuire il tessuto adiposo all'interno del muscolo stesso. In campo prettamente terapeutico, quasi quaranta anni più tardi, Schiessl (1997a,b) brevettò l'utilizzo di un macchinario capace di generare oscillazioni di tipo rotazionale, sempre nello stesso periodo Fritton e coll. (1997) misero a punto una macchina basata sulle oscillazioni di tipo traslatorio. In entrambi i casi il campo applicativo di queste apparecchiature era quello di tentare d'ottenere una stimolazione sulla crescita ossea, grazie a delle specifiche frequenze che potremmo definire con il termine di "osteogeniche". Un anno più tardi i lavori sperimentali di Flieger e coll. (1998), dimostrarono come nell'animale sottoposto a vibrazioni si registrasse un incremento nella proliferazione ossea. Solamente alla fine degli anni '80 comparvero i primi studi riguardanti il possibile incremento delle capacità contrattili dei muscoli sottoposti a sollecitazioni di tipo vibratorio (Nazarov e Spivak, 1987), da allora le ricerche in questo specifico campo si sono fatte sempre maggiori ed esaustive.

I cambiamenti fisiologici indotti dall'AV

Recentemente molti studi testimoniano di come le vibrazioni inducano delle risposte adattive da parte dell'apparato neuromuscolare umano sia di tipo metabolico che meccanico. Da tempo è nota la correlazione esistente tra la specificità della disciplina sportiva praticata ed il profilo ormonale dell'atleta: atleti praticanti discipline di tipo esplosivo-balistico, come ad esempio gli sprinter, possiedono un'alta concentrazione basale di testosterone (T) (Kraemer e coll., 1995; Bosco e coll., 1996). L'esercizio infatti è in grado d'indurre una significativa risposta ormonale, non solo in termini d'adattamento acuto all'esercizio stesso, ma anche sotto forma di risposta a lungo termine nei confronti di quest'ultimo (Inoue e coll., 1994; Viru, 1994; Kraemer e coll., 1996). Anche l'AV è in grado d'indurre simili risposte ormonali di tipo adattivo, specificatamente una seduta di AV provoca un aumento della concentrazione di T ed ormone somatotropo (GH) contestualmente ad una diminuzione della concentrazione di cortisolo (C) (Bosco e coll., 2000). L'aumento di T e GH è riconducibile all'azione dei metaborecettori muscolari (Kjaer, 1992), mentre la diminuzione del C è probabilmente da imputarsi ad un'insufficiente effetto stimolatorio del comando motorio centrale e del feedback nervoso a livello della muscolatura scheletrica (Knigge e Hays, 1963; Bosco e coll., 2000). Sembrerebbe quindi che l'AV, se opportunamente reiterato, possa indurre degli adattamenti ormonali stabili che testimonierebbero di un altrettanto stabile adattamento, in termini migliorativi, della funzione neuromuscolare (Bosco e coll., 2000).

Un altro effetto provocato dalle vibrazioni meccaniche, applicate al ventre muscolare e/od alla struttura tendinea (10-200 Hz), oppure all'intero corpo (1-30 Hz), è l'attivazione dei recettori dei fusi neuromuscolari (muscle spindle receptors), sia a livello del complesso muscolotendineo direttamente sollecitato, che dei gruppi muscolari adiacenti (Hagbarth e Eklund, 1985; Seidel, 1988). Questo tipo di risposta da parte del muscolo alla sollecitazione vibratoria viene definito con il termine di "riflesso tonico da vibrazione" (RTV) (Hagbarth e Eklund, 1966). È scientificamente ampiamente documentato il fatto che il RTV induca un aumento della forza contrattile dei gruppi muscolari coinvolti (Hagbarth e Eklund, 1966; Johnston e coll., 1970; Arcangel e coll., 1971; Armstrong e coll., 1987; Matyas e coll., 1986; Samuelson e coll., 1989; Bosco e coll., 2000). Questo aumento della capacità contrattile del gruppo muscolare sottoposto a vibrazioni, si traduce in un evidente spostamento verso destra sia della relazione forza-velocità, che di quella forza-potenza, che vengono in tal modo fortemente influenzate positivamente (Bosco e coll., 1999). Questi cambiamenti nella risposta neuromuscolare sono da attribuirsi principalmente all'aumento dell'attività dei centri motori superiori (Milner-Brown e coll., 1975) ed al sostanziale miglioramento dei comandi nervosi che regolano la risposta neuromuscolare (Bosco e coll., 1998). In effetti, il complesso muscolotendineo sottoposto a vibrazione sopporta dei modesti, ma comunque significativi, cambiamenti della propria lunghezza, di tipo ritmico (Kerschman-Shindl e coll., 2001), che fanno sì che l'AV sia sostanzialmente assimilabile ad un cadenzato susseguirsi di contrazioni concentriche ed eccentriche di piccola ampiezza (Rittweger e coll., 2001). Questo particolare comportamento meccanico potrebbe indurre una facilitazione nell'eccitabilità del riflesso spinale (Burke e coll., 1996). A questo proposito, alcuni Autori (Burke e coll., 1976) avanzano l'ipotesi che il RTV operi in modo predominante, se non esclusivo, attraverso gli α motoneuroni e non utilizzi gli stessi patterns corticali efferenti di cui si avvale il movimento volontario. Tuttavia, è anche possibile ipotizzare che il RTV, indotto dalle vibrazioni stesse, induca un aumento del reclutamento delle unità motorie tramite un'attivazione dei fusi neuromuscolari ed i pattern di attivazione polisinnaptici (De Gail e coll., 1966). Contestualmente e coerentemente a questo particolare adattamento neuromuscolare, l'AV provoca una diminuzione del rapporto intercorrente tra segnale mioelettrico di superficie e produzione di potenza, ossia della ratio EMG/P. Un decremento della ratio EMG/P indica verosimilmente un miglioramento nell'efficienza neuromuscolare (Bosco e coll., 2000). Un ultimo, ma non meno importante parametro fisiologico sul quale le vibrazioni possono influire è costituito dalla circolazione sanguigna, l'AV può infatti determinare una

riduzione della viscosità del sangue ed un aumento della velocità media del flusso circolatorio (Kerschman e coll., 2001).

L'applicazione delle vibrazioni in medicina geriatrica

Uno degli ambiti d'intervento primari della medicina geriatrica è costituito dalla ricerca di strategie atte al raggiungimento dell'indipendenza funzionale del paziente ed al raggiungimento di una qualità di vita soddisfacente e/o comunque ad un suo miglioramento.

Gli obiettivi principali che queste strategie si pongono in termini concreti, sono la diminuzione e la prevenzione del disagio funzionale normalmente correlato all'età anagrafica del paziente, oltre che la restituzione dell'indipendenza funzionale del paziente stesso dopo che quest'ultimo abbia attraversato un periodo di malattia acuta. L'indipendenza funzionale in questi casi costituisce il fattore cruciale in grado di determinare la qualità ed il tipo d'intervento, anche perché il concetto stesso d'indipendenza funzionale è fortemente condizionato dalle aspettative di qualità di vita da parte del soggetto. A questo proposito è importante sottolineare come alcuni studi sottolineino la differenza intercorrente tra l'aspettativa di vita, espressa in termini di longevità, della popolazione femminile, e l'aspettativa formulata in termini d'efficienza fisica da parte della stessa. Infatti se da una parte è ben nota l'alta aspettativa di vita della popolazione femminile in termini d'età, appare quanto meno controverso e problematico il fatto che, per ciò che riguarda l'aspettativa d'efficienza fisica, la popolazione maschile raggiunga livelli decisamente superiori (Runge e coll., 2000). Questa sproporzionalità tra longevità ed efficienza funzionale nella popolazione femminile è stata spesso definita con il termine di "paradosso gerontologico". Il fattore chiave nella determinazione della funzionalità dell'apparato locomotore in età geriatrica è costituito dalla funzionalità muscolare degli arti inferiori, seguito dalla mobilità muscolo-articolare, dalla biomeccanica del cammino e dall'equilibrio statico e dinamico (Guralnick e coll., 1995). Tuttavia, alcuni Autori suggeriscono come il fattore cruciale al fine di prevenire perdite d'equilibrio che possano causare cadute durante la deambulazione, sia la potenza muscolare, ossia il prodotto tra la velocità e la forza muscolare sviluppata durante il movimento stesso (Range e coll., 2000). La capacità della muscolatura degli arti inferiori nel generare potenza può quindi, a giusta ragione, essere considerato come il fattore cruciale nella prevenzione delle cadute nel soggetto anziano. L'incidenza delle fratture d'anca dovuta alle cadute, raggiunge infatti nella popolazione anziana, cifre drammatiche, dell'ordine del 90% e questo senza considerare le cosiddette fratture d'anca "osteoporotiche". Un fattore importante a questo proposito e che merita senza dubbio d'essere citato, è costituito dal fatto che la forza generabile da un complesso muscolare è comunque fortemente correlata allo sviluppo della massa ossea ed alla sua capacità di resistenza meccanica, in conformità a quanto enunciato dal paradigma di Utah (Frost e coll., 2002). Inoltre, la situazione di precarietà funzionale, dovuta al deficit muscolare e capace di ingenerare un alto rischio d'evento traumatico viene, nel soggetto anziano, ulteriormente aggravata nel caso di un sovraccarico ponderale (Pinilla e coll., 1996). Dal momento che le fratture d'anca costituiscono uno dei traumi più tragici in grado di influenzare pesantemente le aspettative di vita del soggetto anziano, oltre naturalmente al suo declino funzionale, diviene imperativa, nell'ambito della medicina geriatrica, la ricerca di tutta una serie di strategie atte alla prevenzione ed alla diminuzione di tale evento. La prevenzione delle cadute quindi ricade esattamente in questo ambito, dal momento che questa ultime, come prima sottolineato, costituiscono il principale fattore di rischio. Mettere il soggetto anziano in condizione di poter prevenire un'eventuale caduta dalla posizione eretta, significa metterlo in grado di poter avere una rapida ed efficace risposta neuro-muscolare che si adatti perfettamente alla perturbazione dell'equilibrio subita (Guralnick e coll., 1995; Cummings e coll., 1995). Recenti studi (Range e coll., 2000) hanno dimostrato come, su di una popolazione anziana (139 donne e 73 uomini di età

media $70,5 \pm 6,78$ anni, range compreso tra 60 e 90 anni) un programma d'allenamento della durata di due mesi, basato sulla somministrazione di vibrazioni generate da una piattaforma ad asse sagittale (Galileo 2000, Novotec Pforzheim, Germany), attraverso i seguenti parametri: frequenza delle vibrazioni pari a 27 Hz, ampiezza delle oscillazioni laterali di 7-14 mm, durata dell'allenamento pari a 3 serie di 2' ciascuna, con cadenza trisettimanale, fosse in grado di migliorare la potenza degli arti inferiori, misurata attraverso un test specifico di sollevamento dalla posizione seduta, di ben il 36%. Questi dati ci dimostrano come l'AV sia in grado di spezzare il circolo vizioso che tipicamente s'instaura in una popolazione anziana, creato dal fatto che nel paziente geriatrico la forza è strettamente dipendente dalle caratteristiche meccaniche della struttura ossea, fattore quest'ultimo, in costante decadimento con l'avanzare dell'età. Oltre a ciò, non bisogna dimenticare il fatto che normalmente il paziente anziano non presenta una grande compliance nei confronti di un programma di condizionamento fisico, soprattutto se quest'ultimo, allo scopo di ottenere i migliori risultati, risulti essere di una certa intensità (Delecluse e coll., 2003). In questi casi l'AV si dimostra particolarmente efficace proprio grazie al suo alto potenziale terapeutico nell'ambito di un contesto particolare come quello geriatrico. L'AV infatti, deve essere considerato a tutti gli effetti alla stessa stregua di un esercizio attivo. L'obiezione, spesso posta, che l'AV provochi solamente una sorta di "spostamento passivo" della struttura ossea senza alcun coinvolgimento muscolare, è stata infatti smentita da alcuni recenti studi che dimostrerebbero, come durante l'AV stesso, sia registrabile un aumento della captazione di O₂ da parte della muscolatura coinvolta, a testimonianza del suo coinvolgimento attivo (Rittweger e coll., 2000; 2001). L'AV, in ultima analisi, deve essere considerato come un'attività nel corso della quale la muscolatura coinvolta viene sollecitata attraverso una rapida successione di brevi ed intense contrazioni eccentriche e concentriche (Rittweger e coll., 2001). Inoltre, dato il coinvolgimento attivo della muscolatura sottoposta a tale tipo di sollecitazione, l'AV comporta un costo energetico ben quantificabile, ad esempio un AV basato su di una frequenza di 26 Hz e con 6 mm d'ampiezza oscillatoria, comporta un costo energetico paragonabile a quello del cammino moderato (Zamparo e coll., 1992), oltretutto questo costo energetico può essere incrementato aumentando la frequenza e l'ampiezza delle vibrazioni stesse (Rittweger e coll., 2000).

L'applicazione delle vibrazioni nella terapia dell'osteoporosi

L'osteoporosi è un'osteopatia metabolica ad eziologia complessa, caratterizzata da una riduzione localizzata o generalizzata di tessuto osseo, la cui matrice osteoide, a seguito di uno squilibrio tra velocità di sintesi e velocità di degradazione, pur rimanendo normalmente mineralizzata, risulta essere quantitativamente ridotta. All'esame radiologico sono evidenziabili una rarefazione ossea, un assottigliamento ed una riduzione numerica delle trabecole, nonché un aumento degli spazi midollari. Si distingue una forma senile e post-menopausale, ed una forma secondaria ad immobilizzazione prolungata od a disturbi endocrini. In particolare, nella popolazione femminile, il deficit di estrogeni che si registra nel periodo della menopausa, causa un accelerato turnover osseo ed una perdita di massa ossea (Flieger e coll., 1998; Stepan e coll., 1987), per questo motivo l'osteoporosi colpisce una donna su quattro, mentre nella popolazione maschile il rapporto è di un uomo su otto. L'osteoporosi s'accompagna a dolorabilità ossea, deformità scheletriche (in particolare cifosi), e ad una maggiore predisposizione alle fratture. Questa patologia ha ormai assunto, dato il progressivo aumento dell'età media della popolazione, le dimensioni di un vero e proprio problema socio-economico, che affligge la popolazione anziana su scala planetaria (Flieger e coll., 1998), solamente in Italia il costo sociale di questa malattia ammonta a cinquecento milioni di Euro annui. L'esercizio fisico è fortemente raccomandato ai pazienti afflitti da osteoporosi, sia nell'ambito del suo trattamento, che come forma di terapia preventiva (Flieger e coll., 1998). In effetti, la fisiologica stimolazione meccanica indotta dall'esercizio, si rivela particolarmente utile sia nel limitare la perdita ossea, che nello stimolare l'incremento della massa ossea stessa (Dalsky e coll., 1998; Smith e coll., 1989). La spiegazione del benefico effetto dell'esercizio fisico,

risiederebbe nel fatto che la struttura ossea sottoposta ad un alto livello di stress meccanico, come nel caso dell'esercizio intenso, sarebbe in grado di sopprimere il meccanismo di rimodellamento osseo facilitandone in tal modo il processo conservativo (Frost, 1987; Frost, 1988; Frost, 1992). Tuttavia, solamente esercitazioni intense e prolungate si dimostrano in grado d'influenzare positivamente la densità minerale della massa ossea (BMD), esercizi che quindi mal si adattano, proprio a causa della loro intensità e durata, ad una popolazione anziana (Chestnut, 1993; Gutin e Kasper, 1992). L'AV, al contrario, permette una sollecitazione intensa dell'apparato scheletrico e muscolare, senza richiede un alto grado d'impegno da parte del paziente, rivelandosi in tal modo una strategia d'intervento particolarmente adatta nel caso del paziente anziano osteoporotico (Flieger e coll., 1997). L'applicazione della terapia vibratoria è infatti in grado di interferire positivamente sul metabolismo osseo (Stepa e coll., 1987; Christiansen e coll., 1980; Seireg e Kempke, 1969; Elson e Watts, 1980), anche in presenza di una degenerazione osteoporotica (Petrofski e Phillips, 1984; Flieger e coll., 1997; Rittweger e coll., 2000). Data l'evidenza di come l'AV sia in grado di favorire un aumento della BMD, possiamo quindi affermare che quest'ultimo possa costituire un mezzo terapeutico d'elezione in medicina geriatrica nell'ambito delle terapia atte alla cura ed alla prevenzione dell'osteoporosi.

Vibrazioni e prestazione

Ad oggi sono numerosi gli studi inerenti i possibili effetti positivi dell'AV sulla prestazione. Bosco e coll. (1998) riferiscono di come un allenamento della durata di 10 giorni costituito dalla somministrazione di vibrazioni sinusoidali ad una frequenza di 26 Hz, in ragione di 5 serie giornaliere della durata di 90 secondi ciascuna, abbia portato ad un significativo incremento della produzione di potenza meccanica durante l'esercitazione di salti continui della durata di 5 secondi. Runge e coll. (2000) riferiscono di un aumento del 18% della potenza degli arti inferiori in una popolazione anziana sottoposta ad AV con le seguenti modalità: 3 sedute a settimana, 3 serie da 2 minuti alla frequenza di 27 Hz, per una durata complessiva di 12 settimane. Un altro recente studio (Torvinen e coll., 2002) riporta di un significativo aumento della prestazione di salto, pari all'8.5%, dopo 4 mesi di AV condotto su di un gruppo di adulti non-atleti. Decluse e coll. (2003) registrano, dopo un AV condotto rispettando i seguenti parametri: intensità e durata delle sedute progressiva (inizialmente 3' portati a 20 alla fine del periodo d'allenamento), frequenza compresa tra 35 e 40 Hz, frequenza degli allenamenti trisettimanale, durata totale 12 settimane, un aumento significativo sia della forza isometrica, che di quella dinamica degli arti inferiori pari rispettivamente al 16.6 ed al 9.0 %. Alla luce di questi risultati, appare chiaro come l'AV comporti un adattamento biologico che risulta in ultima analisi essere correlato ad un effetto di potenziamento neurale, simile a quello indotto dall'allenamento di forza e/o di potenza. Recentemente alcuni Autori (Carrol e coll., 2001; Carrol e coll., 2002) hanno avanzato l'ipotesi che l'allenamento di forza possa modificare le connessioni tra le cellule corticospinali ed i motoneuroni spinali. Gli interneuroni dislocati nel midollo spinale ricevono input sia dalle fibre afferenti, che da quelle discendenti, oltre che dalle fibre di altri interneuroni, influenzando a loro volta l'attività dei motoneuroni. L'interazione di questi diversi input determina le modalità di reclutamento delle unità motorie nel corso del movimento. Durante l'AV questo pattern propriocettivo viene fortemente stimolato, l'incremento della forza che si registra dopo un periodo d'allenamento è in parte imputabile, soprattutto nel primo periodo in cui non si è ancora verificato alcun fenomeno ipertrofico, ad un'ottimizzazione di questo meccanismo di feedback propriocettivo (Gandevia, 2001). L'aumento transitorio della forza contrattile e della produzione di potenza da parte del muscolo dopo essere stato sottoposto a vibrazione potrebbe basarsi sugli stessi meccanismi di facilitazione neurale (Delecluse e coll., 2003). Inoltre alcuni studi dimostrerebbero come l'AV possa migliorare la capacità di forza esplosiva grazie ad una maggiore sincronizzazione delle unità motorie implicate movimento, oltre che ad un miglioramento della coordinazione dei muscoli sinergici unito ad un aumento

dell'inibizione degli antagonisti (Bosco e coll., 2000). Tuttavia, è corretto ricordare come alcuni Autori riportino come l'effetto di potenziamento del gesto indotto dalle vibrazioni, sia di tipo transitorio e si vanifichi nell'arco di circa 60' dopo la somministrazione delle stesse (Torvinen e coll., 2002; Delecluse e coll., 2003). Questa transitorietà del potenziamento provocato dalle vibrazioni può esser spiegato da due fattori: il primo dei quali è costituito dal fatto che il RTV induce un sostanziale ma temporaneo miglioramento dell'utilizzo del riflesso miotattico da stiramento (Delecluse e coll., 2003) ed il secondo invece basato sull'influenza positiva esercitata dal RTV nel facilitare la produzione di un'alta frequenza di scarico nelle unità motorie ad alta soglia d'attivazione, ossia quelle costituite da fibre di tipo FT (Bongiovanni e coll., 1990). E' comunque importante sottolineare, che al di là di questo particolare aspetto, l'AV effettuato in maniera razionale e sistematica, può indurre positivi e duraturi adattamenti neuromuscolare (Bosco e coll., 1999). Un ulteriore interessante aspetto dell'AV è che attraverso quest'ultimo è possibile effettuare una stimolazione preferenziale delle fibre di tipo FT (Rittweger e coll., 2001). Questa selettività di reclutamento sarebbe dovuta al fatto che il RTV viene trasmesso grazie all'attivazione delle fibre Ia afferenti, le quali sono responsabili, tramite gli α motoneuroni, principalmente dell'attivazione delle fibre muscolari di tipo II (Hagbarth, 1973). In effetti durante l'AV il corpo subisce delle importantissime sollecitazioni accelerative, ad esempio ad una frequenza di 30 Hz con un'ampiezza d'oscillazione di 5 mm, si è sottoposti ad un'accelerazione pari a 18 volte l'accelerazione di gravità (Rittweger e coll., 2001), mentre in una classica esercitazione di Drop Jump (salto preceduto da una caduta verso il basso) l'accelerazione sviluppata risulta pari a solamente 5 g. Il fatto di essere sottoposti a forze accelerative di simile entità può risultare un fattore cruciale nel determinare un incremento della potenza espressa nelle azioni balistiche che, di fatto, sono caratterizzate dalla possibilità, da parte dell'atleta, di poter produrre importantissime forze accelerative (Bosco e coll., 2000). Sempre a questo proposito, al fine di sottolineare il potenziale d'efficacia dell'AV, basti pensare che 10 minuti di AV durante il quale si sia sottoposti ad un'accelerazione di 17 g, corrispondono allo stesso carico accelerativo che si svilupperebbe effettuando per 40 sedute d'allenamento 200 drop jumps cadendo dall'altezza di 100 cm (Bosco e coll., 2000). Un ultimo importante aspetto delle vibrazioni è l'effetto miorilassante indotto da queste ultime a particolari frequenze di somministrazione (18-20 Hz) (Rittweger e coll., 2003). Questo particolare aspetto può essere di grande importanza al fine di ottimizzare e/o complementare i programmi di lavoro basati su tecniche di stretching, oppure in protocolli riabilitativi specifici, come nel caso ad esempio del lower back pain (Rittweger e coll., 2003; Rittweger e coll., 2002).

Conclusioni.

L'AV si presenta quindi particolarmente efficace in tre campi applicativi tra loro ben distinti:

Nell'ambito delle strategie rivolte a particolari patologie geriatriche, come nel caso dell'osteoporosi, e comunque in tutti quei piani riabilitativi e non atti al miglioramento della qualità di vita, intesa in termini di livello di funzionalità articolare, muscolare e neuromuscolare, del soggetto d'interesse geriatrico.

Nel campo dell'allenamento sportivo, soprattutto quando quest'ultimo sia rivolto all'incremento dei livelli di forza esplosiva, rivelandosi di fatto un'ottima metodica alternativa e/o complementare all'allenamento di forza classico (Delecluse e coll., 2003).

Come parte integrante di tutti i programmi in cui si ricerchi la massima estensibilità arto-muscolare nonché nei piani di lavoro rivolti a patologie algiche di carattere cronico che possano trarre beneficio da un incremento della compliance muscolo-tendinea (Rittweger e coll., 2002).

<p>✓ Nei piani di lavoro rivolti al miglioramento della funzionalità osteo-muscolo-articolare del paziente d'interesse geriatrico</p> <p>✓ Quale terapia fisica d'elezione nel paziente osteoporotico</p> <p>✓ Nell'atleta come metodo alternativo e/o complementare nei piani d'allenamento rivolti all'incremento delle caratteristiche di forza esplosiva.</p> <p>✓ Come terapia antalgica nel chronic lower backpain</p> <p>✓ Come complemento nei piani riabilitativi e di lavoro in cui si richieda un'ottimizzazione delle tecniche atte ad ottenere un miglioramento dell'estensibilità del complesso muscolo-tendineo</p>
--

Tabella 1: sintesi dei possibili campi applicativi dell'allenamento vibratorio

BIBLIOGRAFIA

Arcangel C.S., Johnston R., Bishop B. The Achilles tendon reflex and the H-response during and after tendon vibration. *Physical Therapy*. 51: 889-902, 1971.

Armstrong T.J., Fine L.J., Radwin R.G., Silverstein B.S. Ergonomics and the effects of vibration in hand intensive work. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*. 13: 286-289.

Bongiovanni L.G., Hagbarth K.E., Stjernberg L. Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contraction in man. *J Physiol*. 423: 15-26, 1990.

Bosco C., Cardinale M., Colli R., Tihanyi J., Von Duvillard S.P., Viru A. The influence of whole body vibration on jumping ability. *Biol Sport*. 15: 157-164, 1998.

Bosco C., Colli R., Introvini E., Cardinale M., Tsarpela O., Madella A., Tihanyi J., Viru A. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clinical Physiology*. 19(2): 183-187, 1999.

Bosco C., Iacovelli M., Tsarpela O., Cardinale M., Bonifazi M., Tihanyi J., Viru M., De Lorenzo A., Viru A. Hormonal responses to whole-body vibration in man. *Eur J Appl Physiol*. 81: 449-454, 2000.

Bosco C., Tihanyi J., Viru A. Relationship between field fitness and basal serum testosterone and cortisol level in soccer players. *Clin Physiol*. 16: 317-322, 1996.

Burke J.R., Shutton M.C., Koceja D.M., Kamen G. Age-dependent effects of muscle vibration and the Jendrassik manoeuvre of the patellar tendon reflex response. *Arch Phys Med Rehabil.* 77: 600-604, 1996.

Carrol T.J., Riek S., Carson G. The sites of neural adaptation to resistance training: implication for movement control. *Sport Med.* 31: 829-840, 2001.

Carrol T.J., Riek S., Carson G. The sites of neural adaptation to resistance training in humans. *J Physiol.* 540: 641-652, 2002.

Chestnut C.H. Bone mass and exercise (review). *Amer J of Med.* 95(5A):34S-36S, 1993.

Christiansen C., Christiansen M., McNair P., Hagen C., Stocklund K., Tranbol I. Prevention of early postmenopausal bone loss. A controlled 2-year study in normal 315 normal females. *Eur J Clin Invest.* 10: 273-279, 1980.

Cummings S.R., Nevitt M.C., Browner W.S., Fox K.M., Ensrud K.E., Cauley J., Black D., Vogt T.M. Risk factors for hip fracture in white women. *N Engl j Med.* 332: 767-773, 1995.

Dalsky G.P., Stocke K.S., Ehsani A.L., Siatopolsky E., Lee W., Birge S.G. Weight bearing exercise training and lumbar bone mineral content in postmenopausal women. *Ann Intern Med.* 108: 824-828, 1998.

De Gail P., Lance J., Neilson P. Differential effects on tonic and phasic reflex mechanism produced by vibration of muscles in man. *J Neur Neurosurg Psych.* 29: 1-111, 1966.

Delecluse C., Roelantes M., Verschueren S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med Sci Sport Exerc.* 35(6): 1033-1041, 2003.

Elson R.A., Watts N.H. Attempt to stimulate longitudinal growth in the dog by mechanical vibration. *Med Biol Eng Comput.* 18: 406-410, 1980.

Flieger J., Karachalios T., Khaldi L., Raptou P., Lyritis G. Mechanical stimulation in the form of vibration prevents postmenopausal bone loss in ovariectomized rats. *Calcific Tissue Int.* 63: 510-515, 1998.

Flieger J., Karachalios T., Khaldi L., Raptou P., Lyritis G. Mechanical stimulation in the form of vibration prevents postmenopausal bone loss in ovariectomized rats. *Calcific Tissue Int.* 63: 510-514, 1998.

Fritton J.C., Rubin C.T., Qin Y.X., McLeod K.J. Whole-body vibration in the skeleton: development of a resonance-based testing device. *Ann Biomed Eng.* 25: 831-839, 1997.

Frost H.M, Schneider P., Schneider R. Osteoporosis a disease requiring treatment or a physiologic osteopenia state? Who definition in opposition to Utah Paradigm. *Dtsch Med. Wochenschr.* 127(48): 2570-2574, 2002.

Frost H.M. Bone mass and the mechanostat. A proposal. *Anat Ret.* 219: 1-9, 1987.

- Frost H.M. The role of changes in the mechanical usage set points in the pathogenesis of osteoporosis. *J Bone Miner Res.* 3: 253-261, 1992.
- Frost H.M. Vital biomechanics. Proposed general concepts for skeletal adaptation to mechanical usage. *Calcific Tissue Int.* 42: 145-156, 1988.
- Gandevia S.C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev.* 81: 1725-1789, 2001.
- Guralnick J.M., Ferrucci L., Simonsick E.M., Salive M.E., Wallace R.B. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *N Engl J Med.* 332: 556-561, 1995.
- Gutin B., Kasper M.J. Can vigorous exercise play a role in osteoporosis prevention? A review. *Osteop Int.* 2: 55-69, 1992.
- Hagbarth K., Eklund G. Tonic vibration reflex (TVR) in spasticity. *Brain Research.* 2: 201-203, 1966.
- Hagbarth K.E. The effect of muscle vibration in normal man and in patients with motor disease. In: *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology.* Desmet J.E. Ed. pp 428-443. Karger, Basel, 1973.
- Hagbarth K.E., Eklund G. Motor effects of vibration stimuli. In: *Muscular afferents and motor control. Proceedings of first symposium.* Granit R. (Ed). Almqvist and Wiksell. Stockholm, 1985.
- Hettinger T. Der einfluss sinusförmiger schwingungen auf die skelettmuskulatur. *Int Z Angew Physiol.* 16: 192-197, 1956.
- Inoue K., Yamasaki S., Fushiki T., Okada Y., Sugimoto E. Androgen receptor antagonist suppresses exercise-induced hypertrophy of skeletal muscle. *Eur J Appl Physiol.* 69: 88-91, 1994.
- Johnston R., Bishop B., Coffey G.H. Mechanical vibration of skeletal muscle. *Physical Therapy.* 50: 499-505, 1970.
- Kerschman-Shindl K., Grampp S., Henk C., Resch H., Preisinger E., Fialka-Moser V., Imhof H. Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. *Clinical Physiology.* 21(3): 377-382, 2001.
- Kjaer M. Regulation of hormonal and metabolic responses during exercise in human. *Exerc Sport Sci Rev* v. 20: 161-184, 1992.
- Knigge K.M., Hays M. Evidence of inhibitive role of hippocampus in neural regulation of ACTH release. *Proc Soc Exp Biol Med.* 114: 67-69, 1963.
- Kraemer W. J., Häkkinen K., Newton R.W., Patton J., Harman E.A., Dohi K., Bush I., Dziados J.E. Factors in various strength and power performance in men. In: *Proceeding of the XVth Congress of the International Society of Biomechanics Jyväskylä.* University of Jyväskylä, pp508-509, 1995.
- Kraemer W.J., Fleck S.J., Evans W.J. Strength and power training: physiological mechanism of adaptation. *Exerc Sports Sci Rev.* 24: 363-397, 1996.

- Matyas T.A., Golea M.P., Spicer S.D. Facilitation of the maximum voluntary contraction in hemiplegia by concomitant cutaneous stimulation. *Am J Phys Med.* 65: 125-138, 1986.
- Milner-Brown H.S., Stein R.B., Lee R.J. Synchronisation of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. *Electroenceph Clin Neurophys.* 38: 245-254, 1975.
- Nazarov V., Spivak G. Development of athlete's strength abilities by means of biomechanical stimulation method. *Theory and Practice of Physical Culture (Moscow).* 12: 37-39, 1987.
- Petrofski J.S., Phillips C.A. The use of functional electrical stimulation fore rehabilitation of spinal cord injured patients. *Central Nervous System Trauma.* 1: 57-74, 1984.
- Pinilla T.P., Boardman K.C., Boussein M.L., Myers E.R. Hayes W.C. Impact direction from a fall influences the failure load of the proximal femur as much as age-related bone loss. *Calcific Tissue Int.* 58: 231-235, 1996.
- Rittweger J., Just K., Kautzsch K., Reeg P., Felsenberg D. Treatment of chronic lower back pain with lumbar extension and whole body vibration exercise. *Spine.* 27(17): 1829-1834, 2002.
- Rittweger J., Mutschelknauss M., Felsenberg D. Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clinical Physiology and Functional Imaging.* 23(2): 81-86, 2003.
- Rittweger J., Schiessl H., Felsenberg D. Oxygen uptake during whole-body vibration exercise: comparison with squatting as a slow voluntary movement. *Eur J Appl Physiol.* 86: 166-173, 2001.
- Rittweger J., Beller J., Felsenberg D. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clin Physiol.* 20: 134-142, 2000.
- Runge M., Rehfeld G., Resnicek E. Balance training and exercise in geriatric patients. *J Musculoskel Interact.* 1: 54-58, 2000.
- Samuelson B., Jorfeldt L Ahlberg B. Influence of vibration on endurance of maximal isometric contraction. *Clinical Physiology.* 9: 21-25, 1989.
- Schiessl H. Device for stimulating muscle. Patent n° 19634396.8 Germany, 1997 a.
- Schiessl H. Device for stimulating muscle. Patent n° PCT/EP97/04475, USA, 1997 b.
- Seidel H. Myoelectrical reactions to ultra-low frequency and low frequency whole body vibration. *Eur J Appl Physiol.* 57: 558-562, 1988.
- Seireg A., Kempke W. Behaviour of in vivo bone under cycling loading. *J Biomechanics.* 2: 445-446, 1969.
- Smith E.L., Gilligan C., McAdam M., Ensign C.P., Smith P.E. Deterring bone loss by exercise intervention in premenopausal and postmenopausal women. *Calcific Tissue Int.* 44: 312-321, 1989.
- Stepan J.J., Pospichal J., Presi J., Pacovsky V. Bone loss and biomechanical indices of bone remodelling in surgically induced postmenopausal women. *Bone.* 8: 279-284, 1987.

Torvinen S., Kannu P., Sievanen H. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med Sci Sport Exerc.* 34: 1523-1528, 2002.

Viru A. Molecular cellular mechanism of training effects. *J Sport Med Pys Fitness.* 34: 309-322, 1994.

Whedon G. D., Dietrick J.E., Shorr E. Modification of the effects of immobilisation upon metabolic and physiologic functions of normal men by the use of an oscillating bed. *Am J Med.* 6: 684-710, 1949.

Zamparo P., Perini R., Orizio C., Sacher M., Ferretti G. The energy cost of walking or running on sand. *Eur J Appl Physiol.* 65: 183-187, 1992.