

Nuove tecniche di valutazione delle capacità propriocettive utilizzando EMG e vibrazioni sussultorie

*Carmelo Bosco**, *Calogero Foti**, *Olga Tsarpela***, *Alen Rocco****, *Ignazio Caruso**

* Fondazione don Gnocchi, Scuola di Specializzazione in Medicina Fisica e Riabilitazione - Facoltà di Medicina e Chirurgia, Università di Roma - Tor Vergata

Corso di specializzazione in Scienze Motorie - Facoltà di Medicina e Chirurgia, Università di Roma - Tor Vergata

** Corso di specializzazione in Scienze Motorie - Facoltà di Medicina e Chirurgia, Università di Roma - Tor Vergata

*** Fondazione don Gnocchi, Scuola di Specializzazione in Medicina Fisica e Riabilitazione - Facoltà di Medicina e Chirurgia, Università di Roma - Tor Vergata

Introduzione

Quasi tutti i programmi di riabilitazione prevedono, dopo infortuni od operazioni all'apparato scheletrico ed osteo-articolare, l'impegno massiccio di metodiche isocinetiche. Ciò ha determinato lo sviluppo di tecniche diagnostiche che si basano prevalentemente sull'utilizzo di valutazioni a velocità costante. Purtroppo tali sistemi non sempre si possono considerare validi e spesso presentano dei limiti funzionali non trascurabili. Fra questi occorre ricordare che la massima velocità di esecuzione consentita non supera mai il 40% della velocità massima. Ne consegue, che durante l'esecuzione del test, il paziente dovrebbe teoricamente esprimere una forza pari almeno al 60% della massima. In realtà è molto difficile che ciò possa accadere, infatti la capacità di estrinsecare forza non viene determinata solamente dalle proprietà neuromuscolari del paziente, ma viene influenzata fortemente dalla capacità di sopportare il dolore, che necessariamente sovrappiunge se si cerca di sviluppare una tensione molto elevata. Quindi una valutazione diagnostica, realizzata subito dopo una operazione o durante un infortunio, non può avere speranza di successo, dato che molti fattori inficerebbero l'esecuzione spontanea e fisiologica dello sviluppo di tensione mu-

scolare. Fra questi occorre ricordare: a) la sensibilità a sopportare dolore, b) riduzione spontanea dell'attività del SNC, c) gli effetti connessi all'ipocinesia ed alla immobilizzazione sui tessuti muscolari. È stato fra l'altro dimostrato che, in corpuscoli del Golgi, terminazioni nervose libere, recettori cutanei ed i propriocettori articolari potrebbero influenzare la riduzione dell'attività del SNC. Questo meccanismo di regolazione della tensione muscolare contribuirebbe a limitare lo sviluppo della tensione preservando l'integrità del muscolo durante gli infortuni e nelle condizioni postoperatorie. Alla luce di queste considerazioni, nel campo riabilitativo, ultimamente sono stati introdotti nuovi metodi funzionali specifici, specialmente nella valutazione degli arti inferiori. Questi test prevedono come parametri di misure: tempo, distanza, velocità, ecc., senza però minimamente cercare di valutare le qualità neuromuscolari. A tale riguardo è stato notato che utilizzando diversi tipi di valutazioni, utilizzando solo parametri cinematici, non sono state osservate modificazioni funzionali. Questi autori, oltre alla riduzione delle capacità motorie degli arti infortunati, sono atti capaci di evidenziare carenze del comportamento neuromuscolare. Infortuni e traumi a carico del legamento crociato anteriore (LCA) ed in generale dei legamenti del ginocchio,

sono da considerarsi di grande rilevanza socio-economica. A tale riguardo, indicazioni sulle tecniche chirurgiche e sul trattamento riabilitativo sono molteplici e spesso controverse. Benché sia stato ampiamente evidenziato che il LCA ed i legamenti del ginocchio in genere presiedono funzioni di percezione sensoriale, non sono state sviluppate valutazioni diagnostiche capaci di rilevare queste funzioni biologiche così importanti. C'è una alta percentuale di pazienti che dopo un lungo trattamento riabilitativo mostra una forte debolezza dei muscoli estensori del ginocchio. Questo potrebbe verosimilmente essere riconducibile ad una rescissione dei propriocettori durante l'intervento chirurgico. Pertanto, anche se questi problemi sono conosciuti, c'è una inadeguatezza e mancanza di valutazione specifica e tecnica che potrebbe permettere una quanti-



ficazione reale degli squilibri e delle perturbazioni creati dalla inabilità dei propriocettori di funzionare normalmente. A tale proposito è stato messo a punto un metodo funzionale capace di effettuare una diagnosi precoce del comportamento neuromuscolare dopo un intervento chirurgico. Inoltre, viene introdotta una tecnica originale di rilevamento delle valutazioni funzionali delle capacità propriocettive delle articolazioni del ginocchio, utilizzando EMG ed una perturbazione meccanica indotta da una pedana che produce onde sussultorie.

Metodo

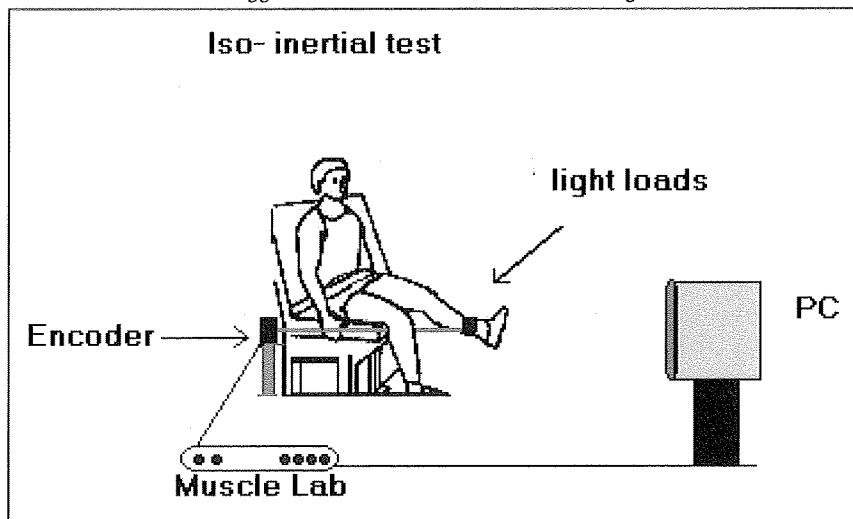
SOGGETTI

Questo studio è stato realizzato su una popolazione complessiva di 43 soggetti divisi in due gruppi. Un gruppo era costituito da 29 pazienti (GO), maschi e femmine (età: $26,1 \pm 2,8$ anni; peso: $76,9 \pm 9,7$ kg; altezza: $174,4 \pm 11,3$ cm), precedentemente operati (da 8 a 240 settimane prima del test) al ginocchio (p.e. legamento crociato, anteriore e posteriore, menisco e collaterali). L'altro gruppo, formato di soggetti sani di entrambi i sessi (età: $27,3 \pm 4,2$ anni; peso: $75,8 \pm 10,6$ kg; altezza: $175,6 \pm 13,1$ cm), che non presentavano nessuna patologia conclamata negli arti inferiori, fungevano da controllo (GC).

PROVA DI ESTENSIONE DELLA GAMBA

Il protocollo consisteva nel fare eseguire, separatamente ai due arti, cinque prove di estensione della gamba, senza carico esterno (fig. 1). Oltre alla potenza meccanica sviluppata veniva registrata l'attività elettromiografica dei muscoli vasto laterale e mediale del quadricipite femorale di ogni singolo arto. Dopo tali valutazioni i pazienti venivano sottoposti a sollecitazioni vibratorie indotte da una pedana, sulla quale venivano sistemati in una posizione di $1/2$ squat. Durante il trattamento (30s) e precedentemente al trattamento (30s) veniva registrata l'attività elettromiografica dei muscoli controllati durante il

Figura 1 - Presentazione schematica dello strumento utilizzato e delle condizioni in cui venivano valutati tutti i soggetti durante il test di estensione della gamba. TEST CON PEDANA VIBRANTE



test di estensione del ginocchio. Dopo la misurazione dei dati antropometrici, i pazienti venivano fatti riscaldare su una ciclette (Technogym, Gambettola, Italy) per cinque minuti. A questo seguivano le valutazioni di estensione della gamba su una macchina di riabilitazione (Technogym, Gambettola, Italy), il peso della gamba e del piede fungevano da resistenze esterne (circa 5% del peso del corpo). La valutazione venne realizzata separatamente con i due arti, cinque prove per ciascun arto separate da 60s di pausa furono somministrate a tutti i soggetti. Furono scelte, per l'analisi statistica, le due prove migliori di ogni singolo arto, come suggerito precedentemente da alcuni autori. Durante la valutazione di estensione del ginocchio, la velocità della gamba venne misurata con un encoder e simultaneamente venne registrata l'attività mioelettrica (Muscle Lab, KB-Ergotest-KY, Jyväskylä, Finlandia). Questi dati furono analizzati da un computer, ed un apposito software calcolò automaticamente la potenza meccanica della gamba. I segnali di EMG dei due muscoli vennero successivamente analizzati contemporaneamente, come precedentemente suggerito dato la sincronia della loro attività.

La riproducibilità (r) ed il coefficiente di variazione (CV) delle prove di estensione del ginocchio precedentemente rilevate, mostrava valori tra il 5 ed il 19%, mentre $r = 0,87-0,97$ ($p < 0,001$).

Tutti i pazienti furono sottoposti alla valutazione delle caratteristiche propriocettive dell'articolazione del ginocchio usando una pedana denominata NEMES L-C (KB-Ergotest KY, Jyväskylä, Finlandia). La frequenza delle vibrazioni venne fissata a 40 Hz e lo spostamento verticale della pedana = ± 4 mm; ciò determinò una accelerazione di 26 g. Ai soggetti che si trovavano nella posizione di $1/2$ squat sulla pedana, venne registrata l'attività elettromiografica di base per 30s e successivamente per un altro 30s durante il trattamento vibratorio.

ANALISI STATISTICA

Sono stati utilizzati metodi di statistica parametrica e non parametrica. Questi comprendevano la media e la deviazione standard, il coefficiente di correlazione " r " di Pearson, il test t -di Student. Inoltre vennero utilizzati i test di Wilcoxon and Friedman's. Il livello di significatività venne fissato a $p < 0,05$.

Risultati

La potenza meccanica dei muscoli estensori della gamba risultò nel GO essere statisticamente minore ($p < 0,001$) nella gamba operata rispetto a quella sana (71,4 watts vs 80,9 watts), mentre nel GC i due arti mostrarono valori simili (fig. 2). L'attività elettromiografica, registrata contemporaneamente alla potenza meccanica, ed espressa in percentuale del livello di base, risultò leggermente inferiore nell'arto operato rispetto a quello sano ($P < 0,05$). Nel GC non vennero rilevate differenze statisticamente significative nei due arti (fig. 3). Le perturbazioni indotte dalle vibrazioni produssero un incremento dell'attività elettromiografica, rispetto alla condizioni di base (fig. 4) sia nel GC che GO.

Figura 2 - Potenza meccanica calcolata nell'arto operato (o) e in quello sano (n) dei pazienti del GO (colonne piene) e nei due arti: destro (d) e sinistro (s) dei soggetti del GC, durante il test di estensione della gamba. ***Gli asterischi indicano una differenza statisticamente significativa ($p < 0,001$).

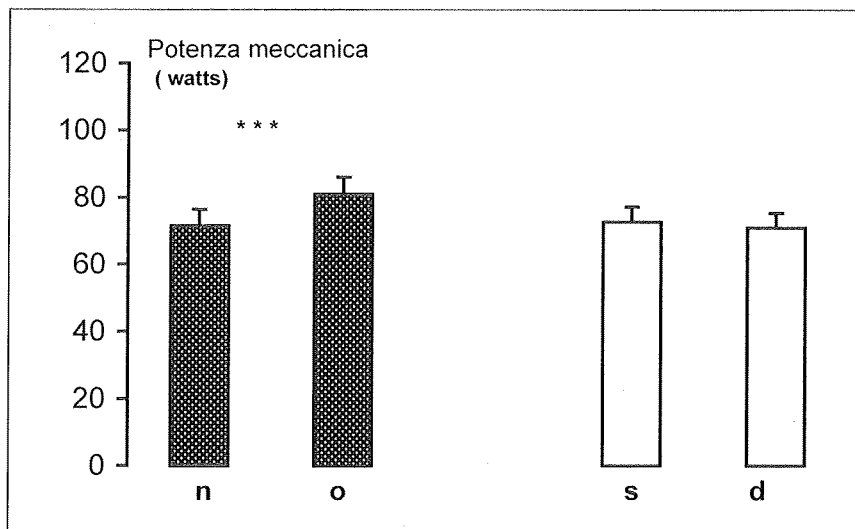
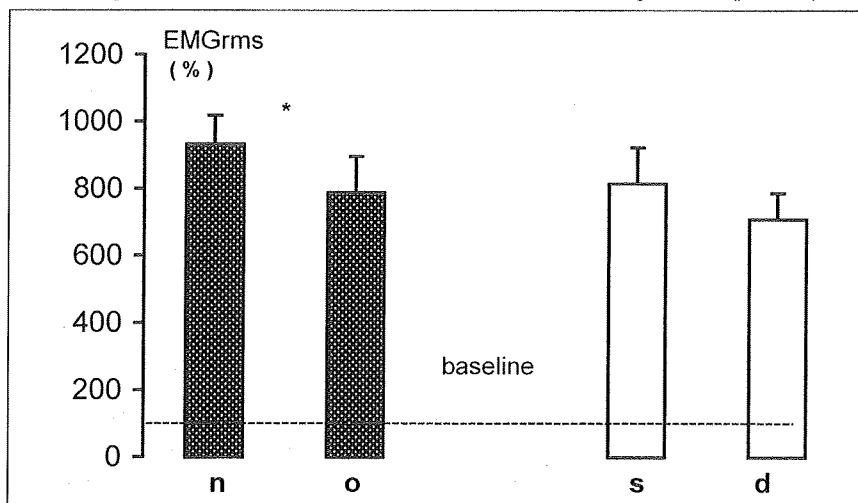


Figura 3 - Attività elettromiografica dei muscoli estensori delle gambe, espressa in percentuale dei valori di base e misurata nell'arto operato (o) e in quello sano (n) dei pazienti nel GO (colonne piene) e nei due arti: destro (d) e sinistro (s) dei soggetti del GC, durante il test di estensione della gamba. L'asterisco indica una differenza statisticamente significativa ($p < 0,05$).



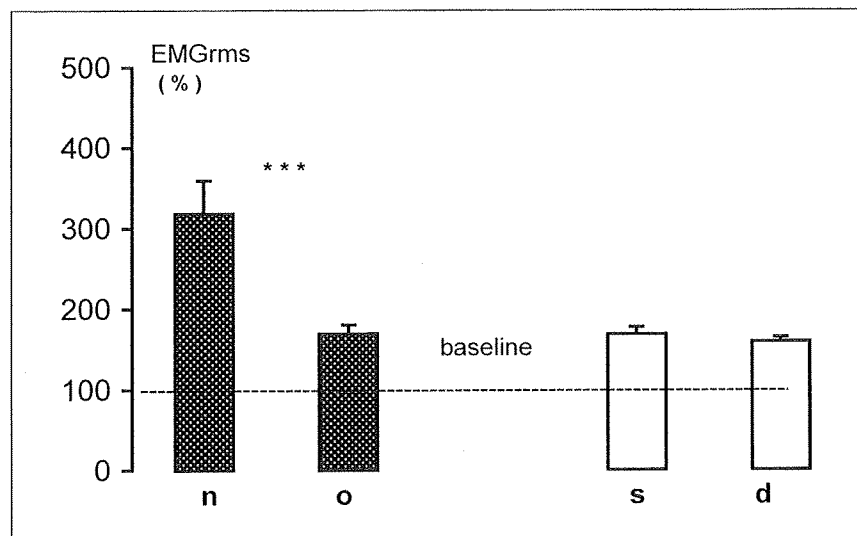
Nel gruppo operato, questa risultò essere statisticamente più elevata nell'arto operato rispetto a quello sano ($p < 0,001$), mentre nel GC i valori medi registrati nei due arti furono simili. Il recupero funzionale dell'arto operato, espresso come rapporto di potenza meccanica tra arto operato/sano, mostrò una correlazione ($r = 0,61$) statisticamente significativa ($p < 0,01$), con il periodo trascorso dopo l'operazione (fig. 5).

Discussione

Durante il trattamento vibratorio sia il corpo che i muscoli vengono sottoposti a piccole variazioni di lunghezza (stiramento-accorciamento). Attraverso il trattamento con vibrazione del muscolo quadricipite femorale, è stato dimostrato precedentemente l'intervento dei riflessi da stiramento (riflesso miotatico). Che la vibrazione possa provocare un'azione eccitatoria attraverso le fibre intrafusali dei motoneuroni interessati è stato evidenziato anche da altri autori.

È stato pure suggerito che la vibrazione potrebbe guidare ed attivare i motoneuroni attraverso il riflesso spinale Ia, sviluppando tensione muscolare senza l'attivazione dei motoneuroni provocata da stimoli provenienti dall'area motoria. Inoltre, sembrerebbe che i riflessi da vibrazione operino prevalentemente o esclusivamente direttamente sull'α-motoneurone e non utilizzino la medesima via efferente di origine corticale come avviene usualmente durante una contrazione volontaria. Anche se si conosce che la vibrazione meccanica (10-200 Hz) applicata al ventre muscolare o al tendine può sollecitare una contrazione riflessa. Questa risposta viene denominata "riflesso tonico da vibrazione" (TVC); non è ancora conosciuto se può essere stimolato da VTC a bassa frequenza (10-30 Hz), anche se è stato ipotizzato che avvenga. L'influenza sui corpuscoli del Pacini non è facile da dimostrare dato che vengono sollecitati a più alta frequenza. Si deve notare che la vibrazione, oltre che a stimolare le fibre intrafusali, con molta probabilità agisce sui recettori articolari. Queste osservazioni sono sorrette da pre-

Figura 4 - Attività elettromiografica dei muscoli estensori delle gambe, espressa in percentuale dei valori di base e misurata nell'arto operato (o) e in quello sano (n) dei pazienti nel GO (colonne piene) e nei due arti: destro (d) e sinistro (s) dei soggetti del GC, durante la vibrazione. ***Gli asterischi indicano una differenza statisticamente significativa ($p < 0,001$).



cedenti esperimenti, ed anche dai risultati del presente lavoro. Infatti l'attività EMG registrata negli estensori delle gambe incrementò in modo notevole ($p < 0,001$) durante le vibrazioni sia nel GC che nel GO, rispetto ai valori di base (fig. 4).

In quest'ultimo gruppo l'attività della gamba operata dimostrò una più elevata attività EMG ($p < 0,001$) rispetto all'arto sano. Questo maggiore input nervoso, riscontrato nell'arto operato, potrebbe a prima vista essere attribuito ad una alterata strategia di reclutamento neurale, in risposta al danno subito dai vari tessuti coinvolti nell'operazione. Infatti, variazioni dell'ampiezza dei segnali di EMG possono scaturire da un'azione centrale del SNC, come adattamento alla diminuita capacità del tessuto muscolare di generare forza. Sembrerebbe che il SNC apparentemente potrebbe essere in grado di captare la ridotta capacità di generare tensione di un determinato gruppo muscolare e di compensare questo squilibrio, incrementando il reclutamento di nuove unità motorie. Questi fenomeni non possono assolutamente ricondursi e nemmeno spiegare quanto osservato nel presente lavoro. Anzi, i parametri fisiologici registrati durante il movimento volontario controllato e guidato dal SNC (test di estensione della gamba), dimostrarono un comportamento opposto. Infatti nella

gamba operata venne registrata una potenza muscolare inferiore (13%: $p < 0,001$), che venne accompagnata da una diminuita attività EMG ($p < 0,05$) rispetto all'arto sano (vedi rispettivamente fig. 2 e 4). Queste osservazioni suggeriscono che nel GO, il "pattern" di attivazione neuromuscolare durante il movimento volontario (test di estensione del ginocchio gamba), nei due arti seguì un comportamento fisiologico normale.

In contrasto, la vibrazione determinò una risposta elettromiografica differente nei due arti (fig. 3). Questi suggerimenti sono fortemente suffragati dai risultati notati nel GC.

L'attività EMG registrata nei muscoli estensori delle gambe di questi soggetti, fu identica nei due arti sia durante l'attivazione volontaria che durante la vibrazione (figure 3 e 4).

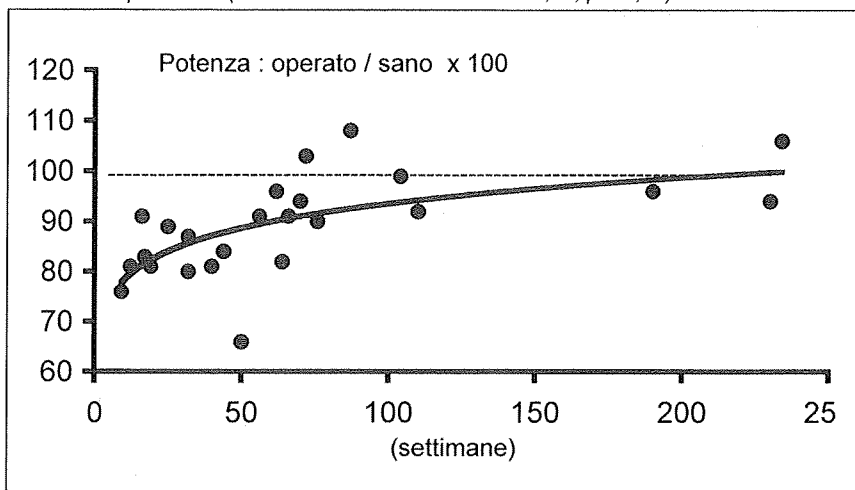
A questo punto è doveroso cercare di dare una spiegazione all'iperattività di EMG notata nell'arto operato durante la vibrazione. Questa iperattività potrebbe scaturire da una mancata azione inibitoria, che generalmente viene esercitata dai Corpuscoli Tendinei del Golgi (CTG), sull'eccitazione dei motoneuroni determinata da feedback afferenti provenienti dalle articolazioni attraverso il sistema γ -fibre intrafusali. Occorre ricordare che i legamenti delle ginocchia (crociato anteriore, posteriore e collaterali) contengono quattro meccano- recettori (corpuscoli del Pacini, organi del Ruffini, CTG e terminazioni nervose libere).

Durante l'operazione al ginocchio, questi propriocettori potrebbero essere facilmente rescissi, provocando conseguentemente una riduzione della sensibilità propriocettiva.

Alla luce di ciò, con molta probabilità la iper-attività di EMG potrebbe essere determinata dalla ridotta inibizione causata dai CTG (Ib afferenti), che generalmente esercitano una inibizione del potenziale postsinaptico.

Questi risultati dimostrano indirettamente che durante l'operazione alle ginocchia, con molta proba-

Figura 5 - Il rapporto di potenza meccanica (arto operato/sano x 100) calcolato nel test di estensione della gamba, è presentato in funzione del periodo di tempo (settimane) trascorso dall'operazione (Coefficiente di correlazione $r = 0,61$, $p < 0,01$).



bilità, si determina una rescissione dei vari propriocettori presenti nell'articolazione. La mancanza di sensibilità propriocettiva riscontrata dopo operazioni alle ginocchia, è stata attribuita a questi fattori, così come la mancata sensibilità di riprodurre passivamente una posizione angolare nell'articolazione del ginocchio.

Anche se ci sono tesi contrapposte in relazione al ritorno alle condizioni fisiologiche dopo un'operazione al ginocchio e qualche autore suggerisce il ritorno alle funzioni propriocettive dopo circa 140 settimane dall'operazione. Quest'ultima tesi non può essere sorretta dai risultati ottenuti nel presente lavoro. Infatti, anche se il recupero della funzionalità meccanica dimostrò un relazione positiva con il tempo trascorso dall'operazione (fig. 5), la risposta iper-attiva di EMG dell'arto operato, alla VTC non presentò correlazione alcuna con il periodo di recupero trascorso. Questo significa che il ritorno alla funzionalità e sensibilità propriocettiva non dipende da una semplice rigenerazione biologica dei tessuti coinvolti nell'operazione. Bensì altri fattori con molta probabilità possono influenzare fortemente la risposta anormale di sensibilità propriocettiva che si riscontra dopo l'operazione, ed evidenziata dal trattamento con VTC. Senza dubbio molte sono le cause ed i fattori che possono influenzare il ripristino alle capacità funzionali ed alla sensibilità speci-

fica delle articolazioni operate. Fra questi il tipo di intervento chirurgico eseguito (p.e. artroscopia), l'utilizzo di tessuti biologici o meno utilizzati nella ricostruzione di legamenti, ed infine il tipo di programma riabilitativo impiegato.

Gli adattamenti al programma motorio, indotti alle persistenti alterazioni di input sensori, potrebbero determinare un aumento di attivazione muscolare di base. Un adeguato lavoro specifico è indispensabile per il ripristino alla normalità funzionale. Questo deve includere sia una stimolazione naturale del

tessuto muscolare che una sollecitazione adeguata del sistema nervoso. Quest'ultimo viene fortemente influenzato da feedback elettromiografico, ed induce al miglioramento della coordinazione e può modificare il SNC a rispondere adeguatamente ai nuovi input sensori. Per concludere si vuole ricordare che il deficit di forza muscolare, registrata con strumentazione isocinetica, è stato attribuito ad una alterazione di feedback degli afferenti dei recettori meccanici presenti nel ginocchio. In ogni caso non si può neanche escludere il fatto che durante il movimento a velocità costante i corpuscoli del Pacini non vengono attivati e quindi non possono contribuire alla regolazione della *stiffness*. Pertanto l'utilizzo di queste metodiche nella riabilitazione del ginocchio è fortemente criticabile dato che le sollecitazioni prodotte con una attivazione muscolare di questo tipo non stimolano adeguatamente tutti i propriocettori presenti o che dovrebbero essere sollecitati dopo un operazione.

Conclusioni

Basato sulla consistente riproducibilità trovata precedentemente in test simili²⁴ ($r = 0,87-0,97$), questo nuovo metodo di valutazione delle capacità neuromuscolari, offre la possibilità di realizzare diagnosi

precoci utilizzando carichi leggeri e quindi proponibili già 6-8 settimane dopo l'intervento operatorio. Il concetto di valutazioni funzionali eseguite utilizzando il carico isotonico, è stato precedentemente criticato, poiché il carico massimo che si può utilizzare è terminato dal punto più debole che si riscontra durante l'arco del movimento. Tali critiche, nel caso di valutazioni cliniche non sono valide,

poiché valutare un soggetto operato o in condizioni traumatiche con carichi molto elevati è superfluo ed inutile, poiché già con forze molto deboli si verificano tutti i vari problemi riscontrati nel ginocchio⁴⁴. Inoltre occorre ricordare che utilizzando le sollecitazioni delle vibrazioni è possibile realizzare una diagnosi quantitativa e qualitativa delle varie funzionalità e sensibilità dei propriocettori.

Bibliografia

- Bosco C., Viitasalo J.H., Komi P.V., Luhtanen P. (1982), The combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch shortening cycle. *Acta Physiol. Scand.*, 114: 557-62.
- Solomonow M., Baratta R., Zhou B.H. (1988), Electromyogram co-activation patterns of the elbow antagonist muscles during slow isokinetic movement. *Exp. Neurol.*, 100: 470-77.
- Westing S.H., Seger J.Y., Thorstesson A. (1990), Effect of electrical stimulation on concentric and eccentric torque-velocity relationships during knee extension in man. *Acta Physiol. Scand.*, 140: 17-22.
- Pfeifer K., Banzer W. (1999), Motor performance in different dynamic tests in knee Rehabilitation. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 9, 1: 19-27.
- Johansson H. (1991), Role of the knee ligaments in proprioception and regulation of muscle stiffness. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1: 158-79.
- Johansson H., Sjolander P., Sojka P. (1991), A sensor role for the cruciate ligaments. *Clin. Orthop.*, 268: 161-78.
- Eckhardt R., Scharf H.P., Puhl W. (1994), *Die Bedeutung der neuromuskularen Koordination für die sportliche Belastbarkeit des Kniegelenkes nach vorderen Kreuzbandverletzungen*. Eine Gang- und Laufanalyse mittels EMG auf: Sportverletz Sportschaden, 8 (1): 16-24.
- Engel A., Petschnig R., Baron R., Ammer K. (1990), *The effect of meniscectomy on the strength of the femoral quadriceps muscle after more than 3 years*. *Klin Wochenschr*, 102, 22: 663-6.
- Tornvall G. (1963), Assessment of physical capabilities with special reference to the evaluation of the maximal working capacity. *Acta. Physiol. Scand.*, 58, [Suppl 201]: 1-101.
- Bosco C., Belli A., Astrua M., Tihanyi J., Pozzo R., Kellis S., Tsarpela O., Foti C., Manno R., Tranquilli C. (1995), Dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 70: 379-86.
- Bosco C., Viitasalo J. (1982), Potentiation of myoelectrical activity of human muscles in Vertical jump Electromyogr. *Clin. Neurophysiol.*, 22: 549-62.
- Viitasalo J.T., Bosco C. (1982), Electromechanical behaviour of human skeletal muscles in Vertical jumps. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 48: 253-61.
- Thorstensson A. (1976), Muscle strength, fiber types and enzyme activities in man. *Acta Physiol. Scand.*, 98, [Suppl 443]: 1- 45.
- Burke J.R., Schuttan M.C., Kocaja D.M., Kamen G. (1996), Age-dependent effects of muscle vibration and the Jendrassik maneuver on the patellar tendon reflex response. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 77 (6): 600-04.
- Lebedev M.A., Peliakov A.V. (1991), Analysis of the interference electromyography of human muscle after exposure to vibration. *Neurofiziologia*, 23 (1): 57-65.
- Rothmuller C., Cafarelli E. (1995), Effects of vibration on antagonist muscle co-activation during progressive fatigue in humans. *J. Physiol.*, 485: 857-64.
- Burke J.R., Rymer W.Z., Walsh H.V. (1976), Relative strength of synaptic inputs from short latency pathways to motor units of defined type in cat medial gastrocnemius. *Neurophysiology*, 39: 447-458.
- Hagbarth K.E., Eklund G. (1965), *Motor effects of vibratori stimuli in man*. In: Granit R. editor, *Muscular afferents and motor control. Proceedings of the First Nobel Symposium*, Stockholm: Almqvist and Wiksell, p. 177-86.

- Seidel H. (1988), Myoelectrical reactions to ultra-low frequency and low-frequency whole body vibration. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 57: 558-62.
- Hollins M., Roy E.A. (1996), Perceived intensity of vibrotactile stimuli: the role of mechanoreceptors channels. *Somatosens. Mot. Res.*, 13: (3-4), 273-28.
- Hamano T., Kaji R., Diaz A.F., Kohara N., Takamatsu N., Uchiyama T., Shibasaki H., Kimura J. (1993), Vibration-evoked sensory nerve action potentials derived from Pacinian corpuscles. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 89: (4), 278-86.
- Grigg P. (1975), Mechanical factors influencing response of joint afferent neurons from cat knee. *J. Neurophysiol.*, 38: 1473-84.
- Grigg P., Greenspan B.J. (1977), Response of primary joint afferent neurones to mechanical stimulation of knee joint. *J. Neurophysiol.*, 40: 1-8.
- Bosco C. e coll. (sottoposto per la pubblicazione, 2000).
- Edgerton V.R., Wolf S.L., Levendowski D.J., Roy R.R. (1996), *Theoretical basis for patterning EMG amplitudes to assess muscle dysfunction*, 28,6: 744-51.
- Roy R.R., Baldwin K.M., Edgerton V.R. (1991), The plasticity of the skeletal muscle: effect on neuromuscular activity. *Exerc. Sport Science Rev.*, 19: 269-712.
- Johansson H., Lorentzon R., Sjolander P., Sojka P. (1990), The anterior cruciate ligaments. A sensor acting on the g- muscle-spindle systems of muscle around the knee joint. *Neuro-Orthop.*, 9: 1-23.
- Shutte M.J., Dabezies E.J., Jimmy M.L., Happel L.T. (1987), Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 69: 243-47.
- Barrett D.S. (1991), Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 73: 833-37.
- Corrigan J.P., Cashman W.F., Brady M.P. (1992), Proprioception in the cruciate deficient knee. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 74: 247-50.
- Fedina L., Hultborn H. (1972), Facilitation from ipsilateral primary afferents of interneuronal transmission in the Ia inhibitory pathway to motoneurons. *Acta Physiol. Scand.*, 86: 59-81.
- Barrack R.L., Skinner H.B., Buckley S.L. (1989), Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *Am. J. Sports Med.*, 17: 1-6.
- Cho F.H., Skinner H.B., Cannon W.D. (1993), Effect of reconstruction of the anterior cruciate ligament on proprioception of the knee and the hell strike transient. *J. Orthop. Res.*, 11: 696-704.
- Denti M., Monteleone M., Berardi A., Panni S.A. (1994), Anterior cruciate ligament mechanoreceptors Hostological studies on lesions and reconstruction. *Clin. Orthop.*, 308: 29-32.
- Edgerton V.R., de Guzman C.P., Gregor R.J. (1991), *Trainability of the spinal cord to generate hind-limb stepping patterns in adult spinalized cats*. In: Shimamura M., Grillner S., Edgerton V.R. editors. *Neurophysiological bases of human locomotion*. Japan Scientific Societies, Tokio, p. 411-23.
- Mardsen C.D., Rothwell J.C., Day B.L. (1984), The use of peripheral feedback in the control of movement. *Trend Neuroscience*, 7: 253-7.
- Wall P.D., Egger M.D. (1971), Formations of new connections in adult rat brains after partial deafferentation. *Nature*, 232: 542-5.
- Dietz V. (1992), Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. *Physiol. Rev.*, 72: 33-69.
- Ghez C., Hening W., Favilla M. (1990), *Parallel interacting channels in the initiation and specification of motor response features*. In: Jennerod M. editor. *Attention and performance*. Erlbaum, Hillsdale, p. 265- 93.
- Nyland J., Brosky T., Currier D., Nitz A., Carbon D. (1994), Review of the afferent neural system of the knee and its contribution to motor learning. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 19: 2-11.
- Basmajian J.V. (1963), Control and training of individual motor units. *Science*, 141: 440-1.
- Freeman M.A.R., Wyke N. (1967), The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. *J. Anat.*, 101: 505-32.
- Zimny M.L. (1988), Mechanoreceptors in articular tissues. *Am. J. Anat.*, 16-32.
- McNair P.J., Wood G.A., Marshall R.N. (1992), Stiffness of the hamstring muscles and its relationship to function in anterior cruciate ligament deficient individuals. *Clin. Biomech.*, 9: 331-4.