

B. Moretti¹, L. Quagliarella², N. Sasanelli², R. Garofalo¹, L. Moretti¹, S. Patella¹, G. Belgiovine², V. Patella¹

Analisi funzionale dopo tenorrafia dell'Achille

¹ Sezione di Ortopedia - Dipartimento di Metodologia Clinica e Tecnologie Medico-Chirurgiche - Università degli studi di Bari

² Sezione di Ingegneria Biomedica - Dipartimento di Scienze Chirurgiche Generali e Specialistiche - Università degli studi di Bari

RIASSUNTO. L'elevata invalidità, conseguente la rottura del tendine d'Achille, rende necessario un trattamento chirurgico non scevro da possibili residue limitazioni funzionali. Al fine di evidenziare eventuali condizioni di rischio nello svolgimento di attività sportive a livello amatoriale è stata valutata la capacità funzionale in 20 soggetti con esiti di rottura del tendine d'Achille (GS) e in 20 soggetti sani (GC). Sono stati valutati i tempi di volo (Tv) durante l'esecuzione del salto in alto verticale con partenza da fermo in modalità *counter movement jump* e *squat jump*. Per ottenere una valutazione indipendente del comportamento di ciascun arto sono stati posizionati trasduttori accelerometrici sulla regione posteriore della linea intermalleolare di ciascuna caviglia. Il Tv del GS è risultato inferiore del 15% rispetto al GC. Nel GS l'arto operato ha un Tv superiore del 6% rispetto al controlaterale, mentre nel GC non vi è differenza fra i Tv dei due arti. Sette soggetti del GS presentano un Tv sensibilmente inferiore ai valori di soglia ottenuti dal GC. Per tali soggetti si può ritenere rischioso lo svolgimento di attività sportive che presentino sollecitazioni cicliche ed intense agli arti inferiori. La valutazione funzionale ha consentito di evidenziare limitazioni funzionali non rilevabili attraverso le indagini cliniche e morfologiche.

Parole chiave: tendine d'Achille, analisi funzionale, rottura, tenorrafia.

ABSTRACT. *The Achilles tendon rupture (ATR) is a severe injury and requires a surgical treatment which can result in functional impairment, limiting unprofessional sports activities. In order to evaluate this potential impairment 20 subjects (SG) who had received surgical treatment for ATR and 20 healthy subjects (CG) were required to execute vertical jump according to counter movement jump and squat jump protocol. For both groups the flying time (Tv) of each foot has been acquired, adopting accelerometric transducers positioned posteriorly at the level of malleolar axis.*

The SG's Tv is significantly lesser than the CG's one, demonstrating an inferior global performance respect to healthy people and the operated leg has a Tv 6% higher than the controlateral, while in the CG there are no statistical difference between the Tv of the limbs. For seven operated subjects Tv values are lesser than threshold values obtained from CG. For them sports activity which implies high and cyclic stress on the lower limbs could be dangerous. Functional evaluation, consequently, allow to assess impairments not differently estimable.

Key words: *Achilles tendon, functional analysis, rupture, tendon repair.*

Introduzione

Il tendine d'Achille è il più largo, il più forte e il più spesso tendine del corpo umano (1). Frequentemente va incontro a degenerazione ed a rottura (2) determinando severi e persistenti dolori e disabilità. Risulta essere la terza rottura tendinea per frequenza (3) e, sebbene l'esatta incidenza non sia nota, essa appare in aumento nei paesi sviluppati (4, 5) mentre è considerata una rarità nei paesi in via di sviluppo. Si verifica di solito in soggetti maschi tra i 25 e i 50 anni che svolgono una vita sedentaria e che occasionalmente praticano attività ludico-sportiva (6). Circa l'80% dei pazienti affetti da tendinite dell'achille sono maschi. Le cause della rottura del tendine d'Achille non sono ancora completamente chiarite e si ritiene comunque che siano multifattoriali. Clement et al. (1984) hanno evidenziato come il 75% di tale tipo di tendinite in genere dipenda da errori di allenamento (7). Condizioni predisponenti sono la debolezza muscolare del polpaccio, il piede cavo, l'avampiede varo, la tibia vara e l'extrarotazione dell'arto inferiore. L'evento scatenante la rottura può essere una brusca contrazione del tricipite surale, come avviene durante uno scatto. Secondo molti autori l'iperpronazione funzionale è un fattore eziologico comune nella genesi dei disturbi del tendine d'Achille. In fase di spinta, si genera un effetto a "corda d'arco" o "colpo di frusta" che sollecita lateralmente il tendine (7). Questo meccanismo è responsabile di microlacerazioni e di una conseguente degenerazione.

L'elevata invalidità conseguente alla lesione tendinea rende necessario un adeguato trattamento (incruento o cruento) non scevro da possibili residue limitazioni funzionali. Infatti il tendine lesionato, nonostante gli interventi terapeutici e riabilitativi, presenta comunque una struttura morfologicamente differente e probabilmente biomeccanicamente inferiore rispetto ad un tendine sano, qualunque sia il trattamento usato (8). Inoltre, il raggiungimento del recupero definitivo generalmente richiede un lungo periodo di tempo, anche a causa della necessità del prolungato tempo di immobilizzazione della caviglia, dell'ordine di alcune settimane (3).

Il ripristino funzionale dell'arto lesso deve prevedere il recupero delle proprietà elastiche della struttura e della forza e della potenza del muscolo tricipite surale, in modo

da consentire al paziente di compiere gli atti motori necessari per lo svolgimento delle normali attività della vita quotidiana.

Nell'ottica di una piena reintegrazione nella vita di relazione, è importante valutare la possibilità che il soggetto riprenda la pratica sportiva. Tale eventualità, che sicuramente non è possibile a distanza di pochi mesi dalla lesione, è però auspicabile in tempi più prolungati, essendo avvenuto il ripristino delle strutture muscolari e legamentose. Risulta, quindi, indispensabile oggettivare la ripresa della piena capacità funzionale, onde evitare una possibile ulteriore lesione, analizzando e quantificando la prestazione del soggetto all'interno di un contesto clinico-ambulatoriale.

In tale ambito, il salto in alto verticale, con partenza da fermo, è uno dei movimenti più studiati per la valutazione delle capacità motorie degli arti inferiori, sia nel settore sportivo (9) che clinico (10).

Scopo del presente lavoro è la rilevazione di eventuali condizioni di rischio nello svolgimento di attività sportive a livello non professionistico, determinate attraverso il confronto dei tempi di volo (11) sviluppati nel SAVPF rispetto a quelli di un Gruppo di Controllo (GC), unita alla valutazione clinica e morfologica di soggetti operati di tenorrafia (GS), nel periodo compreso tra uno e cinque anni dall'intervento.

Materiali e metodi

Strumentazione

Nella valutazione della funzionalità della struttura tendinea e, più in generale, del tricipite surale può risultare particolarmente utile effettuare il confronto tra la prestazione dell'arto lesio e quella del controlaterale. Occorre quindi l'impiego di strumenti di misura in grado di fornire segnali indipendenti, ciascuno relativo al movimento di un arto.

La pedana di forza, mentre consente di misurare direttamente la forza esplosiva muscolare (12, 13), fornisce solo una valutazione globale dell'atto motorio poiché permette di determinare la risultante delle forze e dei momenti impressi al suolo da ciascuno dei due piedi e, quindi, non risulta adatta a valutare separatamente la funzionalità motoria dei due arti.

I sistemi stereofotogrammetrici, d'altro canto, consentono la misura indipendente della cinematica di ogni distretto anatomico (14), ma il loro impiego richiede ambienti appositamente strutturati e protocolli di prova complessi, oltre ai costi elevati di acquisizione della strumentazione.

Per tali ragioni si è ritenuto opportuno utilizzare trasduttori accelerometrici. Tali strumenti, che risultano generalmente economici, sono stati utilizzati presso il Centro Borelli in diverse applicazioni di valutazione clinica funzionale ed anche nella valutazione della forza esplosiva muscolare, attraverso la misura dell'accelerazione del baricentro nel SAVPF e la conseguente stima del tempo di volo (11, 15).

Il vantaggio rappresentato dall'uso degli accelerometri risiede non solo nella loro economicità e semplicità di utilizzo ma soprattutto nella possibilità di misurare in maniera indipendente le accelerazioni di ciascun arto nell'esecuzione del SAVPF. Tale valutazione contestuale è stata realizzata posizionando, mediante cinghie elastiche, un accelerometro sulla regione posteriore di ciascuna caviglia, all'altezza della linea intermalleolare (fig. 1).

Tale strumentazione, realizzata presso il CISIB "G. A. Borelli", è un dispositivo triassiale con fondo scala ± 10 g (16), basato su due sensori accelerometrici di tipo inerziale (ADXL210 - Analog Devices). I trasduttori sono gestiti da un sistema portatile di alimentazione, acquisizione e registrazione del segnale (SARI) (17).

In accordo con quanto riportato in letteratura (12), tutti i segnali sono stati acquisiti alla frequenza di 1000 Hz, per una durata di 4 s.

Soggetti esaminati

La prova è stata somministrata ad un gruppo di controllo (GC), di 20 soggetti di sesso maschile, esenti da deficit funzionali (età media: $29,8 \pm 4,6$ anni). Tutti i soggetti del GC risultano con arto destro dominante.

Il gruppo sperimentale (GS) è costituito da 20 pazienti di sesso maschile con esiti di rottura tendine d'Achille, (età media: $37,5 \pm 11,1$ anni), di cui 15 con arto dominante destro; tutti i soggetti sono stati trattati con ricostruzione chirurgica del tendine lesio (sutura termino-terminale tipo Bunnel con filo a lento riassorbimento) e, nel post-operatorio, hanno mantenuto un'immobilizzazione gessata per 45 giorni (nei primi 20 con divieto di carico). Il follow-up medio è stato di 36 mesi.

Tutti i soggetti reclutati hanno fornito il consenso informato prima di essere sottoposti alla prova.

Per quanto riguarda il GS, i soggetti sono stati sottoposti a valutazione clinico-anamnestica, comprensiva della compilazione, per ciascun paziente, della scala di Hannover modificata (3) e a valutazione ecografica, durante la quale sono stati misurati, come parametri morfologici, lo spessore e la larghezza del tendine d'Achille, sia per l'arto lesio che per il controlaterale.

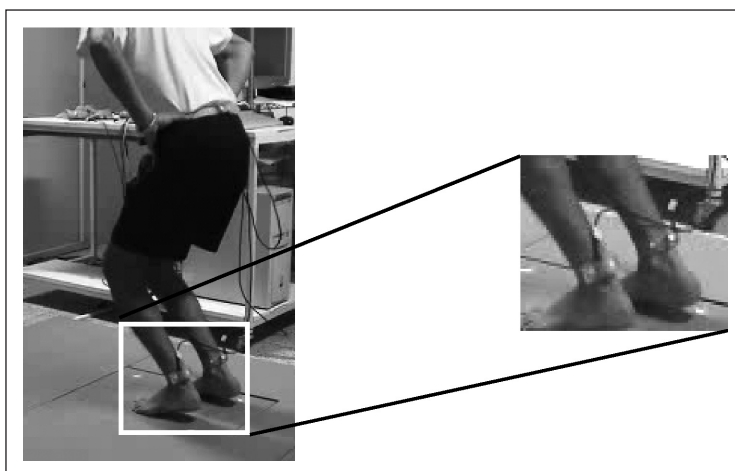


Figura 1. A sinistra, un soggetto nella posizione di partenza per un SAVPF con modalità SJ. A destra, la posizione degli accelerometri, collocati in corrispondenza delle caviglie ed assicurati mediante elastici

Protocollo sperimentale

Per l'esecuzione del SAVPF, sono state considerate due delle modalità standardizzate di esecuzione del test motorio (18): il *counter movement jump* (CMJ) e lo *squat jump* (SJ). A differenza del CMJ, che prevede la flessione delle ginocchia e successivamente lo slancio verso l'alto, lo SJ comporta una condizione iniziale di sollecitazione nel tendine d'Achille, che, in assenza del caricamento prodotto dall'abbassamento del baricentro, è chiamato da solo a produrre l'energia necessaria per il distacco. Una eventuale differenza di prestazioni relative alle due modalità di salto, se supportata dalla valutazione clinica, potrebbe risultare come indice di possibile rischio alla pratica sportiva a livello non professionistico.

Dopo una fase iniziale di riscaldamento muscolare, comprensiva di alcuni salti sub-massimali, ogni soggetto ha eseguito una serie di 5 salti con modalità CMJ, seguita da altri 5 salti in modalità SJ. Entrambe le modalità di salto sono state eseguite con le mani posizionate ai fianchi.

Analisi dei segnali

I trasduttori adoperati sono sensibili sia all'accelerazione prodotta dal movimento, che a variazioni di inclinazione rispetto alla verticale. Ne consegue che nella fase di volo il segnale accelerometrico si discosta dal valore teorico di circa $-1g$ (dovuto alle caratteristiche strutturali del trasduttore) sia a causa della ripercussione sul punto di ancoraggio dell'accelerometro dei movimenti di rotazione del piede sia, in misura più marcata, per il movimento di flessione-estensione della gamba. Nella fase di impatto al suolo, la variazione di quantità di moto del corpo si traduce in un impulso, che determina rapide escursioni del segnale accelerometrico che, in alcuni casi, presenta picchi pronunciati e ripetuti, con valori anche superiori al fondo scala del sensore. Successivamente all'impatto, il recupero della stabilità del piede si manifesta con il ritorno a valori di accelerazione nulla.

Per ridurre gli effetti del rumore ad alta frequenza, senza alterare l'andamento impulsivo del segnale nella fase di impatto al suolo, è stato utilizzato un filtro mediano digitale di ordine 5, che riduce le variazioni impulsive di piccola ampiezza, seguito da un filtraggio numerico di tipo passa basso (tipo Butterworth di ordine 5, con frequenza di taglio 200 Hz).

Dall'esame dei dati si evidenziano, nettamente distinte, tre fasi: di distacco, di volo e di atterraggio, facilmente distinguibili per la presenza di picchi di accelerazione che nella fase di distacco precedono la fase di volo e nella fase di atterraggio la seguono. Tali elementi caratteristici sono identificati nella fig. 2.

Normalmente il massimo assoluto è presente nella fase di atterraggio ed il tempo di volo è caratterizzato da una durata di circa 400 ms e da valori di accelerazione compresi fra $\pm 1g$.

Per identificare i punti di inizio e fine della fase di volo, rispettivamente P_d (punto di distacco) e P_a (punto di atterraggio) è stato definito un algoritmo che utilizza i seguenti criteri:

- viene definito un valore di soglia di accelerazione dato dal massimo assoluto diminuito di 1 g;

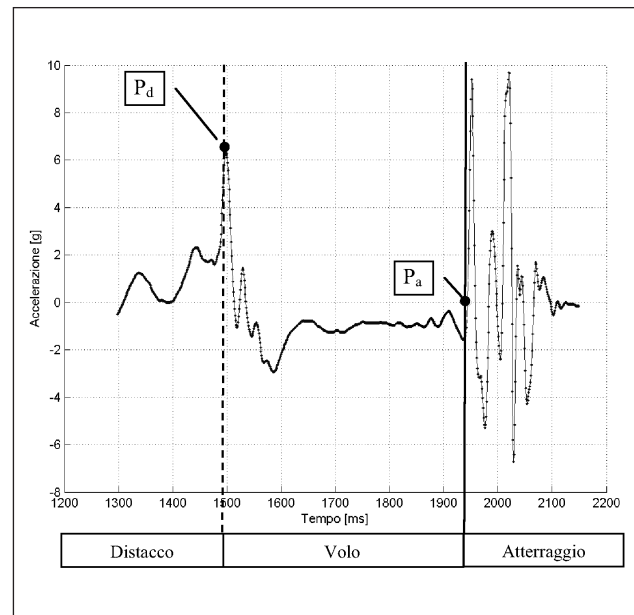


Figura 2. Andamento dell'accelerazione verticale per un salto con modalità CMJ, eseguito da un soggetto del GC. L'istante di distacco (P_d) è caratterizzato dalla linea tratteggiata e l'istante di atterraggio (P_a) mediante linea continua. L'accelerazione aumenta nella fase di distacco ed si porta intorno a $-1g$ nella fase di volo. Il valore negativo dell'accelerazione durante il volo è dovuto all'orientamento dell'asse di misura, diretto verso l'alto. Le accelerazioni presentano variazioni impulsive subito dopo l'impatto, per assestarsi a valori costanti durante il recupero della stabilità posturale

- vengono selezionati i punti che hanno un valore di accelerazione superiore al valore di soglia;
- fra i punti così identificati vengono individuati i due punti consecutivi, spaziatamente di un valore superiore a 250 ms;
- nel caso ciò non avvenga il valore di soglia viene diminuito di 0.5 g e l'algoritmo viene reiterato sino alla identificazione di tali punti chiamati: P_1 e P_2 , ove P_1 precede P_2 . La ricerca viene sospesa al raggiungimento di un valore di soglia pari a 0.5 g. In tal caso la prova non viene più elaborata.
- il punto P_d è rappresentato dal massimo assoluto nell'intervallo compreso fra l'inizio della prova ed il punto P_1 ;
- il punto P_a corrisponde al punto temporalmente più vicino a P_2 e che abbia come valore di accelerazione quello più prossimo allo zero.

In tal modo il tempo di volo di ciascun arto viene definito dalla differenza fra gli istanti di tempo corrispondenti ai punti P_a e P_d

È stato calcolato anche il tempo di volo effettivo, inteso come l'intervallo di tempo fra l'ultimo istante di contatto di uno dei piedi, precedente la fase di volo, e l'istante in cui si verifica il primo contatto, di uno dei piedi, al termine della fase di volo. I valori sono stati quindi normalizzati rispetto all'indice di massa corporea IMC (massa [kg] / altezza al quadrato [m^2]) (19).

La validazione del metodo proposto, descritta in altro lavoro, è basata sul confronto fra il tempo di volo ottenuto dai dati di pedana ed il tempo di volo effettivo, ottenuto con il metodo qui illustrato; il confronto ha dato esito positivo, evidenziando un coefficiente di correlazione pari a 0.98.

Valutazione statistica

Ottenuti i valori del tempo di volo, è stata controllata la presenza di outliers ed è stata effettuata la verifica sull'andamento della distribuzione statistica dei dati, mediante il test di normalità di Kolmogorov - Smirnov, con livello di significatività 0,05.

La significatività delle differenze fra i valori medi dei parametri esaminati è stata valutata mediante test di Student ($\alpha = 0,05$) considerando, ove necessario, i dati appaiati.

Risultati

Sono stati elaborati i dati relativi a 400 salti; i risultati presentati si riferiscono ad un totale di 337 salti (161 GC e 176 GS)

Il SAVPF può essere descritto suddividendo il movimento in tre fasi successive (20) identificate dagli istanti di distacco dei piedi e di impatto al suolo (fig. 2):

- **propulsione verso l'alto:** il soggetto flette le ginocchia, abbassando il baricentro, quindi si rialza e si stacca dal suolo;
- **volo:** il soggetto è in aria, sottoposto unicamente alla forza di gravità;
- **atterraggio:** il soggetto tocca il suolo, assorbe l'energia dovuta all'impatto e riprende il controllo della postura eretta.

Il SAVPF è un movimento che si attua principalmente in direzione verticale (9). Ne consegue che, per la stima del tempo di volo, sono state considerate unicamente le accelerazioni verticali della caviglia sinistra e della caviglia destra.

Con riferimento alla fig. 2, durante la fase iniziale del movimento, la caviglia non subisce spostamenti apprezzabili, quindi la sua accelerazione rimane praticamente nulla. Immediatamente prima della fase di volo, il soggetto estende il piede, che, sollevandosi, produce una variazione del segnale accelerometrico, caratterizzata da uno o più massimi locali.

Durante la fase di volo, il corpo è sottoposto unicamente alla forza di gravità, quindi il valore dell'accelerazione misurata dovrebbe essere costante e pari a circa 1 g.

Rispetto all'andamento teorico, il segnale reale può presentare alcune oscillazioni, intorno al valore di 1 g, giustificabili a partire dalla fisica del sensore ed in considerazione dell'effettivo movimento delle articolazioni tibio-tarsiche.

I valori del tempo di volo, calcolati elaborando l'accelerazione alle caviglie, presentano una distribuzione normale. Sia nel gruppo di controllo che in quello sperimentale

non vi sono differenze statisticamente significative nei tempi di volo, sia effettivi che relativi a ciascun arto, in rapporto al tipo di salto (tab. I).

Gruppo di controllo

I valori medi dei tempi di volo, relativi ai due arti ed alle due modalità di salto, sono riportati nella tab. IIa, mentre in tab. IIb e fig. 4 sono riportati i valori normalizzati all'IMC.

Gruppo sperimentale

Nella tab. III sono riportati i risultati della valutazione clinico-anamnestica e le informazioni quantitative sulla morfologia del tendine, ottenute da esame ecografico. Il valore medio del punteggio della scala di valutazione clinica di Hannover è pari a $78,2 \pm 7,6$ indice di un livello soddisfacente o buono della quasi totalità dei pazienti esaminati.

La valutazione dei dati morfologici, ottenuta da misure ecografiche, ha mostrato una DSS nello spessore, nella larghezza e nella sezione del tendine operato rispetto all'arto non operato; il tendine operato ha mediamente uno spessore doppio ($p < 0,001$), una sezione tripla ($p < 0,001$) e una larghezza superiore di circa il 30% ($p = 0,001$) rispetto al controlaterale. Nessuna DSS compare tra la circonferenza dei polpacci.

I tempi di volo effettivi del GC sono superiori rispetto a quelli del GS (tab. IV e fig. 3); la differenza è statisticamente significativa sia nel CMJ ($p < 0,001$) che nello SJ ($p < 0,001$).

Tabella I. I risultati dei test di Student sui tempi di volo normalizzati (T-e - effettivo, T-sn - arto sinistro, T-dx - arto destro, T-sano - arto sano, T-pat - arto patologico), relativi alle due modalità di salto, non evidenziano differenze statisticamente significative

GC		GS	
Parametro	P-Value	Parametro	P-Value
T-e	0,98	T-e	0,51
T-sn	0,58	T-sano	0,43
T-dx	0,93	T-pat	0,89

Tabella II. a) Valori del tempo di volo per il GC, ottenuti dagli accelerometri ai due arti (sn e dx). I valori sono riferiti alle modalità di salto [CMJ (counter movement jump) e SJ (squat jump)] e sono indicati come media e deviazione standard; b) gli stessi valori del tempo di volo, normalizzati rispetto all'IMC

a)

N.	Modalità	T-sn [ms]		T-dx [ms]	
		Media	Dev.st	Media	Dev.st
20	CMJ	453	47	466	40
	SJ	460	54	467	40

b)

N.	Modalità	T-sn [$ms\ m^2\ kg^{-1}$]		T-dx [$ms\ m^2\ kg^{-1}$]	
		Media	Dev.st	Media	Dev.st
20	CMJ	18,5	2,6	19,0	2,5
	SJ	18,7	2,8	19,0	2,5

Tabella III. Parametri morfologici e anamnestici relativi ai 20 pazienti esaminati. I valori del punteggio di Hannover comprendono sia valutazioni soggettive, come la presenza di dolore o la sensibilità al tempo atmosferico, che valutazioni quantitative, come la differenza nella circonferenza del polpaccio dei due arti o il Range Of Movement (ROM) della caviglia dell'arto lesa rispetto al controlaterale

N.	Circonf. polpaccio sano [cm]	Circonf. polpaccio patolog. [cm]	Larghez. tendine sano [mm]	Larghez. tendine patolog. [mm]	Spessore tendine sano [mm]	Spessore tendine patolog. [mm]	Sezione tendine sano [mm ²]	Sezione tendine patolog. [mm ²]	ROM arto sano	ROM arto patolog.	Scala Hannover
1	43	41,5	11	13	6	11	51,8	112,3	85-120	80-155	78
2	38,5	37,5	15	15	7	14	82,5	164,9	75-135	80-140	88
3	39	38	9	11	6	10	42,4	86,4	75-130	80-135	69
4	38	37	10	16	6	13	47,1	163,4	80-140	75-135	78
5	40	38,5	16	20	5	15	62,8	235,6	85-140	80-130	56
6	39	38	13	18	5	11	51,1	155,5	85-130	80-125	80
7	37,5	39	14	15	6	10	66,0	117,8	80-140	80-140	92
8	40,5	39,5	11	20	5	14	43,2	219,9	70-140	80-140	76
9	45	44	13	23	4	14	40,8	252,9	85-130	80-140	76
10	41,5	40	10	16	4	9	31,4	113,1	100-135	95-135	81
11	40,5	39	12	14	6	14	56,5	153,9	85-140	80-140	87
12	39,5	37,5	14	17	7	16	77,0	213,6	80-140	75-135	80
13	36	36	10	11	5	10	39,3	86,4	85-130	85-125	80
14	37,5	36	13	17	5	9	51,1	120,2	80-145	85-40	80
15	39	37,5	13	14	5	12	51,1	131,9	80-140	75-125	80
16	44	45	8	16	6	15	37,7	188,5	65-145	70-140	84
17	36,5	36	10	12	9	5	39,3	179,1	90-140	95-145	78
18	39	37,5	10	19	5	12	61,3	131,9	80-130	80-120	73
19	37,9	37,3	13	14	6	12	84,8	112,3	80-130	75-140	70
20	36,5	35	18	13	6	11	51,8	112,3	80-130	70-120	78

Tabella IV. a) Tempi di volo effettivi del GC e del GS; b) normalizzati rispetto al IMC. In entrambi i casi è presente una DSS che evidenzia la specifica ridotta capacità motoria dei soggetti operati di RTA

N.	Modalità	GC [ms]		GS [ms]	
		Media	Dev.st	Media	Dev.st
20	CMJ	445	44	427	43
	SJ	447	45	428	41

N.	Modalità	GC [ms m ² kg ⁻¹]		GS [ms m ² kg ⁻¹]	
		Media	Dev.st	Media	Dev.st
20	CMJ	18,1	2,6	15,9	2,3
	SJ	18,1	2,6	15,7	1,8

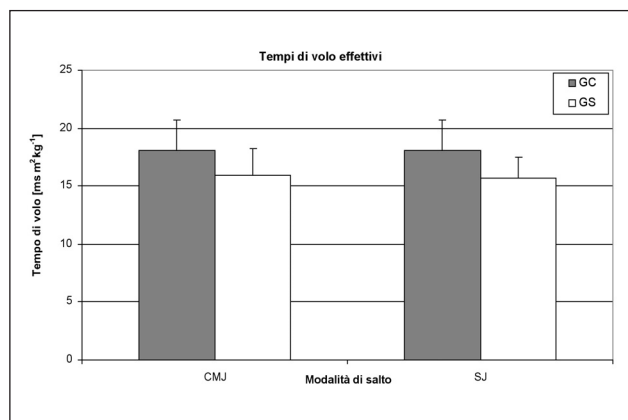


Figura 3. Il GC (in grigio scuro) presenta un tempo di volo effettivo significativamente maggiore ($p < 0,001$) rispetto al GS, sia in modalità CMJ che SJ

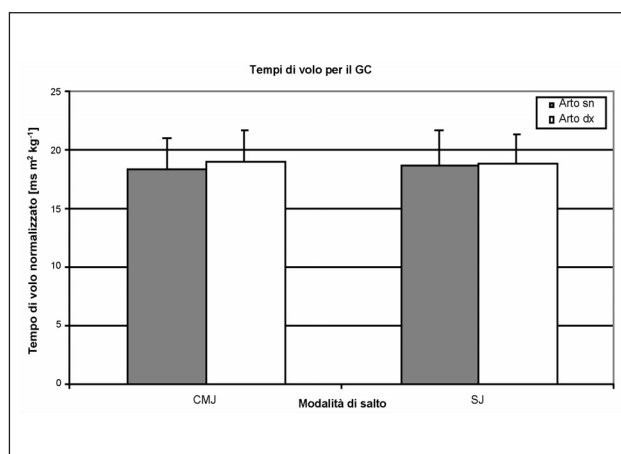


Figura 4. Nel gruppo di controllo si è evidenziata una sostanziale equivalenza di prestazioni nelle due modalità di esecuzione del salto (CMJ e SJ) e nel comportamento dei due arti (arto sinistro in grigio scuro)

I valori medi dei tempi di volo, relativi ai due arti ed alle due modalità di prova sono riportati nella tab. V e nella fig. 5; i tempi di volo dell'arto operato risultano superiori rispetto a quelli del controlaterale; la differenza risulta statisticamente significativa sia nel caso del CMJ ($p = 0,024$) che dello SJ ($p < 0,001$).

I dati sperimentali indicano che sia l'arto lesa, la cui prestazione risulta più compromessa, che il controlaterale, in conseguenza della lesione, hanno subito una limitazione funzionale, che rende la prestazione effettiva sensibilmente inferiore rispetto a quella del GC.

Tabella V. a) Valori del tempo di volo per il GS, ottenuti con gli accelerometri posizionati sull'arto sano e sull'arto patologico. I valori sono riferiti alla modalità di salto [CMJ (counter movement jump) e SJ (squat jump)] e sono indicati come media e deviazione standard. b) Gli stessi valori del tempo di volo normalizzati rispetto all'IMC. Il tempo di volo dell'arto operato è maggiore rispetto all'arto sano

a)

N.	Modalità	T-sano [ms]		T-pat [ms]	
		Media	Dev.st	Media	Dev.st
20	CMJ	438	47	461	41
	SJ	437	45	469	38

b)

N.	Modalità	T-sano [ms m ² kg ⁻¹]		T-pat [ms m ² kg ⁻¹]	
		Media	Dev.st	Media	Dev.st
20	CMJ	16,3	2,5	17,1	2,2
	SJ	16,0	2,1	17,1	1,7

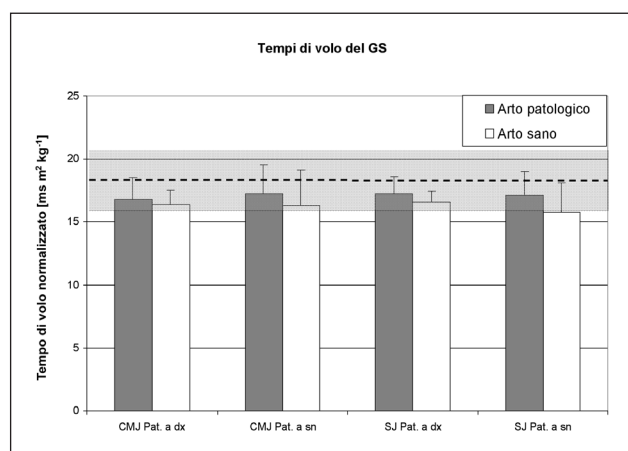


Figura 5. Nel GS il tempo di volo è risultato mediamente inferiore rispetto a quello del GC, indipendentemente dalla modalità di salto e dalla lateralità della lesione (il valore medio del GC è rappresentato dalla linea nera tratteggiata; la banda grigia individua l'intervallo con semiampiezza uguale alla deviazione standard). L'arto patologico (in grigio scuro) presenta tempi di volo mediamente superiori rispetto a quelli dell'arto sano (in bianco)

Per selezionare, nell'ambito del GS, i soggetti per i quali l'attività sportiva presentasse un maggiore rischio, sono stati adottati due valori di soglia basati su due diversi criteri.

Il primo si riferisce al rapporto fra i tempi di volo dei due arti. Tale valore nel GC è pari a circa 1.03, con una d.s. di 0.07. Il conseguente valore di soglia è stato assunto pari al valor medio aumentato del valore della d.s. ossia 1.10. Il secondo è basato sul tempo di volo effettivo normalizzato il cui valore nel GC è dato da 18.1 ± 2.6 (ms·m²·kg⁻¹) ed il relativo valore di soglia da 15.5 (ms·m²·kg⁻¹).

Nel GS sette soggetti sono risultati positivi ad entrambi i criteri in almeno cinque dei dieci salti effettuati. L'unica differenza clinicamente valutata in tali soggetti è rappresentata per tre di loro da uno spessore del tendine operato superiore al doppio dello spessore del tendine non operato.

Conclusioni

Il presente lavoro è stato sviluppato con l'intento di rilevare la presenza di potenziali condizioni di rischio, nello svolgimento di attività sportive in soggetti operati di tenoraffia, nel periodo compreso tra uno e cinque anni dall'intervento, con un quadro clinico tra il soddisfacente ed il buono (scala di Hannover). La valutazione è stata eseguita attraverso il SAVPF svolto con due diverse modalità, CMJ e SJ.

Come già indicato le due modalità di salto non comportano differenze nelle prestazioni dei due gruppi esaminati.

Per quanto concerne il GS, nonostante la valutazione positiva ottenuta con la scala di Hannover, i dati sperimentali dimostrano una prestazione globale, a carico quindi anche dell'arto sano controlaterale, inferiore di circa il 15% rispetto a quella fornita dal GC; i tempi di volo effettivi ottenuti dai due gruppi presentano, infatti, una DSS.

Inoltre, risulta inferiore la prestazione dell'arto operato rispetto al controlaterale. In quest'ultimo caso il tempo di volo è superiore di circa il 6% rispetto al controlaterale (tab. V); tale differenza è legata al fatto che nella maggioranza dei casi (60% dei salti) l'arto operato si solleva prima dell'arto sano.

Nel GS sette soggetti hanno presentato una marcata differenza nella prestazione tra i due arti accompagnata, in almeno cinque dei dieci salti effettuati, da un valore del tempo di volo effettivo sensibilmente inferiore rispetto ai valori di riferimento. In tre di questi, si è rilevato uno spessore del tendine operato superiore al doppio dello spessore del tendine non operato.

Per tutti questi soggetti appare motivato ipotizzare l'esistenza di una condizione di rischio, nello svolgimento di attività sportive che possano sollecitare in maniera ciclica ed intensa gli arti inferiori.

La ridotta prestazione può dipendere da un mancato o deficitario recupero della condizione biomeccanica e neurosensoriale primitiva, che viene favorito sicuramente da una ricostruzione chirurgica non accurata dell'anatomia locoregionale.

La mancata correlazione nei confronti del dato clinico potrebbe dipendere dalla ridotta sensibilità della scala di Hannover ai parametri descrittivi della prestazione motoria, probabilmente correlati a cambiamenti negli schemi motori (3) o a cause fisiche, che vengono invece rilevati dallo studio funzionale. Quest'ultimo rappresenta pertanto un ottimo mezzo di monitoraggio allo scopo di rilevare eventuali condizioni di rischio di lesione, nel caso in cui la struttura tendinea fosse sottoposta a sforzi repentini o particolarmente intensi, come accade nell'ambito della pratica sportiva.

Ringraziamenti

Lo studio è stato condotto con il contributo dei Fondi di ricerca di Ateneo, nell'ambito della "Ricerca di correlazioni fra dati di valutazione clinica funzionale ed esami clinici in patologie neuromotorie" anno 2004.

Bibliografia

- 1) Ying M, Yeung E, Li B, Li W, Lui M, Tsoi C. Sonographic evaluation of the size of achilles tendon: the effect of exercise and dominance of the ankle. *Ultrasound Med Biol* 2003; 29(5): 637-642.
- 2) Jozsa L, Kannus PA. *Human tendons: Anatomy, Physiology, and Pathology*. Champaign. Human Kinetics Ed. 1997.
- 3) Bacchini M, Cademartiri C, Soncini G. Walking assessment with gait analysis after Achilles tendon percutaneous repair. *GIOT* 2005; 31: 68-77.
- 4) Wills C, Washburn S, Caiozzo V, Prietto C. Achilles Tendon Rupture: a review of the literature comparing surgical versus non-surgical treatment. *Clin Orthop*. 1986; 207: 156-163.
- 5) Maffulli N, Watersont S, Squair J. Changing incidence of Achilles tendon rupture in Scotland: a 15-year study. *Clin J Sport Med* 1999; 9: 157-160.
- 6) Tishya AL, Wren, Scott A, Yerby, Gary S, Beaupré, Dennis R, Carter. Mechanical properties of the Human Achilles tendon. *Clin Biomech* 2001; 16: 245-251.
- 7) Clement DB, Taunton JE, Smart GW. Achilles tendinitis and peritendinitis: Etiology and treatment. *Am J Sports Med* 1984; 12: 179-181;
- 8) Moller H, Evans CNM. Current aspects of tendon healing. *Orthopaede* 2000; 29: 182-187.
- 9) Rodano R, Squadrone R. Lower limb kinetic variability in vertical jump exercises. *J Applied Biomech* 2002; 18 (1): 75-83.
- 10) Caulfield B, Garrett M. Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clin Biomech* 2004; 19: 617-621.
- 11) Sasanelli N. Progetto, sviluppo e validazione di un sistema integrato per la valutazione clinica funzionale di atti motori (Ph Thesis). Bari, Politecnico di Bari. 2005.
- 12) Vanrenterghem J, Lees A, Lenoir M, Aerts P, De Clercq D. Performing the vertical jump: Movement adaptations for submaximal jumping. *Hum Mov Sci* 2004; 22: 713-727.
- 13) Nagano A, Ishige Y, Fukashiro S. Comparison of new approaches to estimate mechanical output of individual joints in vertical jumps. *J Biomech* 1998; 31: 951-955.
- 14) Cappelozzo A, Vannozi G. Descrizione del movimento dello scheletro umano. In: Cappelozzo A, Cappello A, di Prampero PE Ed. *Bioingegneria della postura e del movimento*. Bologna: Patron Ed. 2003, 63-77.
- 15) Moretti B, Quagliarella L, Di Gioia V, Sasanelli N, Belgiovine G, Patella V. Functional evaluation after Achilles tendon suture. *Proc IX Int Conf Orthop Biomech Sport Rehab* 2005; 248-249.
- 16) Lafortune MA, Lake MJ, Hennig EM. Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *J Biomech* 1996; 29 (12): 1531-1547.
- 17) De Michele M, Sasanelli N, Attivissimo F, D'annunzio V, Quagliarella. Realization of a triaxial accelerometer for recording the fluidity of motion. *Gait Posture* 2002; 16: S186.
- 18) Bobbert MF, Gerritsen KGM, Litjens MCA, van Soest AJ. Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Med Sci Sports Exerc* 1996; 28 (11): 1402-1412.
- 19) Kerry J, MacKelvie KJ, Petit MA, Khan KM, Beck TJ, McKay HA. Bone mass and structure are enhanced following a 2-year randomised controlled trial of exercise in prepubertal boys. *Bone* 2004; 34: 755-764.
- 20) Spagele T, Kistener A, Gollhofer A. Modelling, simulation and optimisation of human vertical jump. *J Biomech* 1999; 32: 521-530.

Richiesta estratti: Prof. Biagio Moretti - Sezione di Ortopedia - c/o Policlinico, p.zza G. Cesare, 11 - 70124 Bari, Italy