

Emiplegia: se l'omero scende e la spalla duole

di Pier Giorgio Benaglia

La sub-lussazione dell'articolazione gleno-omerale (SGO) e la spalla dolorosa (SD) sono complicanze molto frequenti nei pazienti emiplegici: a seconda degli autori viene riportata, per la prima un'incidenza che va dal 17% al 81%¹, e per la seconda dal 16% al 72%². Le cause sono ampiamente dibattute ed il problema appare ancora molto confuso, principalmente a causa della carenza di studi rigorosi inerenti l'argomento.

SUBLUSSAZIONE E DOLORE

Molti autori considerano la SGO come la principale causa di SD, basandosi tuttavia unicamente sulla elevata frequenza con cui queste si presentano associate³. In assenza della normale stabilizzazione muscolare, l'omero scivola in basso sotto l'azione della gravità, causando così lo stiramento delle parti molli periarticolari (capsula, legamento coraco-omerale, tendine del sopraspinoso e del capo lungo del bicipite brachiale) le quali, particolarmente ricche di recettori sensitivi, diventerebbero dolenti.

Tuttavia altri autori⁴ hanno espresso perplessità in merito alla responsabilità della SGO sul dolore, ritenendo che la loro seppur frequente associazione possa non significare necessariamente l'esistenza di una relazione causa-effetto. Questo dubbio sarebbe inoltre rafforzato da alcune osservazioni: a) non di rado il dolore di spalla compare anche in pazienti emiplegici che non sono in grado di mantenere la stazione eretta e che quindi non sottopongono l'articolazione a trazione; b) nei pazienti emiplegici il dolore a volte è assente pur in presenza di SGO e viceversa è presente anche in assenza di SGO; c) nei pazienti con lesione del plesso brachiale la SGO è quasi sempre asintomatica. In uno studio retrospettivo condotto su 44 emiplegici, Van Langeberghe e Hogan² non

trovarono alcuna correlazione significativa tra l'intensità del dolore spontaneo alla spalla e il grado di SGO, misurato con tecnica radiografica in stazione eretta.

In un recente lavoro, Bohannon *et al.*⁵ hanno analizzato la relazione tra dolore alla spalla (spontaneo ed evocato dalla manovra di rotazione esterna) e altre cinque variabili: età del soggetto, tempo trascorso dopo l'ictus, articolantà in extrarotazione, "spasticità" dei rotatori interni della spalla, deficit di forza dei muscoli abduttori e rotatori esterni. Solo l'articolantà risultò correlata fortemente con il grado di dolore: in tutti i pazienti in cui era presente il dolore si evidenziarono limitazioni dell'articolantà, mentre, al contrario, solo i soggetti con articolantà normale non lamentavano alcun dolore. La SD potrebbe quindi essere causata dalla perdita di estensibilità delle strutture periarticolari della spalla che in questa articolazione, come è noto, può esistere in quadri dolorosi drammatici. A sostegno di ciò vi sono le indagini artrografiche di Rizik *et al.*⁶ che documentano la presenza di segni di retrazione capsulare in soggetti emiplegici affetti da SD e con marcate limitazioni articolari, similmente a quanto accade nella capsulite adesiva o spalla congelata.

Se si considera che la spalla è un'articolazione particolarmente suscettibile alle retrazioni capsulari, anche per riduzioni di breve durata delle sue escursioni fisiologiche, è ipotizzabile che i tempi di mobilizzazione passiva della spalla a cui i pazienti emiplegici vengono sottoposti risultino insufficienti. Bruckner e Nye⁷ indagarono l'influenza della assenza di mobilizzazione articolare sulla perdita di articolantà nei pazienti emiplegici trovando una forte correlazione tra la frequenza di capsulite adesiva ed il periodo di coma od immobilizzazione dei soggetti. Sembraerebbe pertanto auspicabile attuare tecniche di mobilizzazione passiva sin dai primi giorni dall'ictus.

D'altro canto, non pochi autori ritengono che malposizionamento e soprattutto manovre scorrette di mobilizzazione del paziente (segnatamente le trazioni sull'ar-

to plegico e il raggiungimento dei "fondo-corsa" articolari) siano potenziali fattori scatenanti la capsulite^{3,4} e in alcuni casi causa di lesioni ai muscoli della cuffia dei rotatori⁸.

BIOMECCANICA DELLA SUBLUSSAZIONE

Alla fine degli anni cinquanta Basmajian e Bazant (9) proposero una descrizione del meccanismo d'azione della SGO che avrebbe influenzato per i successivi trent'anni sia il razionale dell'intervento riabilitativo, sia la progettazione di ortesi. Secondo questi autori la stabilizzazione dell'articolazione gleno-omerale dipenderebbe dall'orientamento della fossa glenoidea: nei soggetti parietici la scapola, a causa della ipostenia di trapezio superiore e dentato anteriore e della contrattura da spasticità di romboidi ed elevatore della scapola ruoterebbe internamente. La fossa glenoidea ruoterebbe verso il basso ed aumenterebbe il grado di abduzione relativa tra scapola e omero. In tal modo il legamento coraco-omerale si troverebbe "allentato" in una posizione più verticale consentendo lo scivolamento dell'omero verso il basso. Questa ipotesi, meglio conosciuta come il teorema di Basmajian, ha portato molti riabilitatori ad enfatizzare l'utilizzo di esercizi di rinforzo del trapezio superiore e la progettazione di ortesi che limitassero la rotazione interna della scapola (ad es il reggispalla ad "anello" di Henderson (*Henderson Shoulder Ring*, Fig. 1).

Lo studio sperimentale di Prevost *et al.*¹⁰ ha affrontato la fondatezza del teorema di Basmajian, dimostrandone l'inconsistenza. Gli autori indagarono radiologicamente le spalle destre e sinistre di 50 emiplegici e ne misurarono il grado di lussazione inferiore, di abduzione dell'omero, di rotazione della scapola e di abduzione relativa tra omero e scapola. I risultati mostrano in tutti i soggetti, anche se con entità variabile, una maggiore dislocazione inferiore della spalla plegica rispetto a quella sana. La fossa glenoidea risultò in tutti i

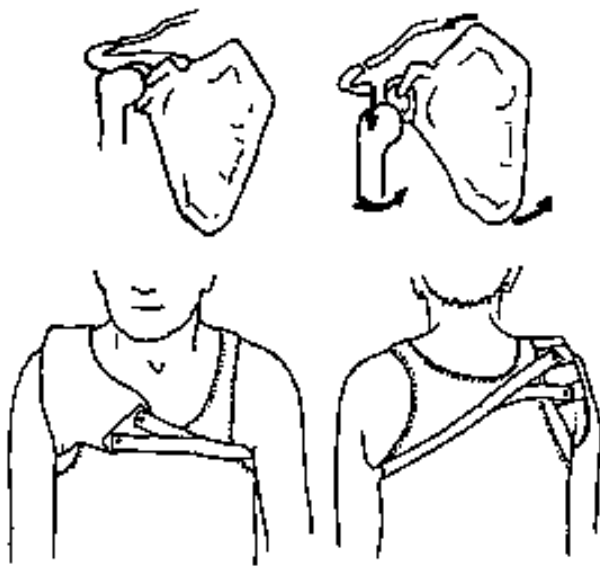


Fig. 1

In alto: il meccanismo di sublussazione della spalla nell'emiplegico (a destra), secondo Basmajian. Rispetto alla normalità (a sinistra) si osserva la rotazione interna della scapola, l'aumento del grado di abduzione relativa tra omero e scapola e la verticalizzazione con "allentamento" del legamento coraco-acromiale.

In basso: il reggispalla di Henderson. Una forza è applicata sul bordo laterale della scapola in direzione mediale in modo da correggerne la tendenza alla intrarotazione.

soggetti, sia dal lato plegico che dal lato sano, orientata verso il basso ma, sorprendentemente, molto meno dal lato plegico. Anche il grado di abduzione dell'omero e di abduzione relativa tra omero e scapola mostrarono correlazioni molto deboli con il grado di dislocazione verticale.

La SGO sarebbe quindi dovuta inizialmente alla ipostenia (la gravità della paralisi è infatti il comune denominatore dei soggetti emiplegici affetti da SGO), in particolare del muscolo soprascapoloide. In seconda istanza, lo stramento della capsula provocherebbe una ridotta stabilità articolare anche dopo il recupero del controllo neuro-motorio.

ORTESI: SE SÌ, QUALE?

Un altro tema confuso è l'indicazione ad ortesi per ridurre la lussazione della testa omerale. Benché le ortesi per la spalla rappresentino il presidio terapeutico più frequentemente adottato nel trattamento della SGO^{4,1}, l'ambiguo dubbio posto da un vecchio articolo di Hurd¹¹, "Reggispalla per l'emiplegia: amico o nemico?", sembra ancora lontano dall'essere risolto. Vi è infatti grande disaccordo sulla reale necessità di correzione della SGO, anche se gran parte delle motivazioni

addotte si basano unicamente su osservazioni empiriche o semplici opinioni degli autori. Gli autori favorevoli all'uso delle ortesi invocano la potenziale pericolosità della SGO sulle strutture periarticolari (e quindi sull'insorgenza della SD) e sul plesso brachiale, a rischio di compressione¹². Gli autori contrari ritengono la SGO non pericolosa e le ortesi comunque inefficaci, ed anzi dannose per un corretto recupero dello schema corporeo.

A tutt'oggi esistono numerosi tipi di ortesi per SGO. Smith¹³ ne elenca ben 22, trascurando i modelli meno diffusi. Le possiamo comunque classificare in due grandi gruppi: a) le ortesi "distali", o reggi-braccio, che rappresentano i primi esempi di supporto per SGO, hanno il sostegno per l'arto superiore situato a livello dell'avambraccio o del gomito; b) le "proximali", o reggispalla, hanno il sostegno a livello del cavo ascellare o del braccio.

Le principali critiche rivolte al reggi-braccio riguardano essenzialmente la posizione scorretta in cui l'arto superiore viene costretto: scapola in eccessiva abduzione, articolazione gleno-omeroale in intrarotazione e adduzione, gomito in flessione e pronazione (Fig. 2). Ciò favorirebbe l'insorgenza di rigidità articolari, retrazioni muscolari

e dolore, impedendo inoltre la normale oscillazione dell'arto superiore durante il cammino. Infine, il trasferimento del peso dell'intero arto superiore sul tratto cervico-dorsale, già afflitto da ipostenia, trazione il paziente in ipercifosi dorsale.

I reggispalla nacquero perciò come evoluzione delle ortesi distali, con l'intento di ovviare ai problemi di questi ultimi. Tra i più conosciuti ed utilizzati vi sono quello a "rullo", proposto da Bobath nel 1978, e quello a "cuffia", proposto da Cailliet nel 1980 (Fig. 2). Alla fine degli anni ottanta venne pubblicato uno studio che indagò per la prima volta la reale efficacia del reggispalla di Bobath¹⁴: attraverso una minuziosa eppure semplice analisi biomeccanica l'autore calcolò, con e senza reggispalla, l'azione della forza peso dell'arto superiore sulle parti molli periarticolari (F_v in Fig. 3a) e due componenti di questa: quella diretta verticalmente (F_v in Fig. 3a) e quella diretta lateralmente (F_m in Fig. 3a). I risultati furono che: a) il modulo di F_v varia proporzionalmente al grado di abduzione in cui viene posizionato l'omero (e quindi è funzione del diametro del rullo), b) anche l'orientamento di F_v dipende dall'angolo di abduzione

dell'omero: maggiore è l'abduzione, minore è F_v (Fig. 3b), mentre aumenta F_m . Poiché il sostegno a rullo costituisce il fulcro della leva di 1° genere il cui asse meccanico è rappresentato dall'omero, risulta evidente che il peso dell'arto tende, rispetto alla situazione con arto pendente lungo il fianco, a diastare lateralmente la testa dell'omero, au-

mentando lo stress meccanico sulle strutture periarticolari. Brook et al.¹⁵, nel loro studio radiografico, confrontarono l'efficacia sulla riduzione della SGO di 3 tipi di sostegno: la doccia di posizione per carrozzone, il classico reggibraccio di Harris (Fig. 2) ed il reggispalla di Bobath. La doccia per carrozzone ed il reggibraccio risultarono correggere maggiormente

la SGO rispetto al "rullo" che, non solo riduceva sensibilmente meno la dislocazione caudale dell'omero, ma anzi risultò allontanarlo lateralmente dalla glenoide. I risultati di questo lavoro sono stati recentemente confermati dal lavoro di Zorowitz et al.¹⁶ che ha inoltre evidenziato la maggior capacità correttiva del reggispalla "a cuffia" rispetto a quello di Bobath.

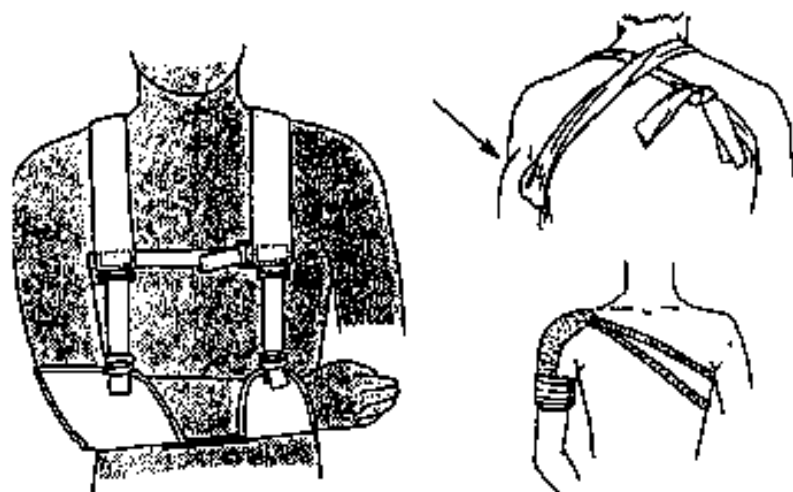
BIBLIOGRAFIA

- 1) VAN OUYENBILLE C, LAPAGE JM, CHANTAIN A. Painful shoulder in hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1986; 67: 23-26.
- 2) VAN LANGEENBERGH HVK, HOLLAN BM. Degree of pain and grade of subluxation in the painful hemiplegic shoulder. *Scand J Rehab Med* 1988; 20: 361-366.
- 3) ROY CW. Shoulder pain in hemiplegia: a literature review. *Clin Rehab* 1988; 2: 35-40.
- 4) GRIFFIN J, BROWN G. Shoulder pain in patients with hemiplegia. *Phys Ther* 1983; 63: 1011-1015.
- 5) BOHANNON RW, LARKIN PA, SMITH MS, HORTON MG. Shoulder pain in hemiplegia: statistical relationship with physical variables. *Arch Phys Med Rehabil* 1986; 67:514-516.
- 6) RIZK TE, CHRISTOPHER BP, PINARS RN, SAHAZAR JE, HIGGINS C. Arthrographic studies in painful hemiplegic shoulders. *Arch Phys Med Rehabil* 1989; 65: 251-256.
- 7) BROOKNER EP, NYE UJS. A prospective study of adhesive capsulitis of the shoulder (frozen shoulder) in a high-risk population. *Quart J Med* 1981; 73: 191-201.
- 8) NARINSON T, YAGHIPOVICH E, PIKIELNY SS. Rotator cuff injury in shoulder joints of hemiplegic patients. *Scand J Rehabil Med* 1973; 3: 131-137.
- 9) RASMIJAN JV, BAZAN FJ. Factors preventing shear and dislocation of adducted shoulder joint: electromyographic and morphological study. *J Bone Joint Surg* 1959; 41A: 1182-1196.
- 10) PÉREZOSI R, ARFINATI AB, DUTIL E, BROWN G. Rotation of the scapula and shoulder subluxation in hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1987; 68: 799-799.
- 11) HUBBS MM, FARRER KH, WATSON GW. Shoulder sling: frenal or free? *Arch Phys Med Rehabil* 1974; 55: 519-522.
- 12) RING H, LILLIS B, SEEVER S, LIU Y, SOLZI P. Temporal changes in electrophysiological, clinical and radiological parameters in the hemiplegic's shoulder. *Scand J Rehab Med* 1985; 17(1S): 121-127.
- 13) SMITH BC, OKAMOTO GA. Checklist for the prescription of slings for the hemiplegic patient. *Am J Occ Ther* 1981; 35: 51-55.
- 14) PÉREZOSI R. Bobath axillary support for adults with hemiplegia: A biomechanical analysis. *Phys Ther* 1988; 68: 228-232.
- 15) BRIDGE MM, DE LAET H BJ, DIARRIGBY GC, QUESTED KA. Shoulder subluxation in hemiplegia: effects of three different supports. *Arch Phys Med Rehabil* 1991; 72: 582-586.
- 16) ZOROWITZ RD, JHANK D, IKAI T, HIGGINS MS, JOHNSON MV. Shoulder subluxation after stroke: a comparison of four supports. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76: 765-771.

Fig. 2

A sinistra: il classico reggibraccio di Harris.

A destra: in alto il semplice reggispalla di Bobath visto da dietro (la freccia indica il "rullo" ad appoggio ascellare) e, in basso, il reggispalla di Caillet.



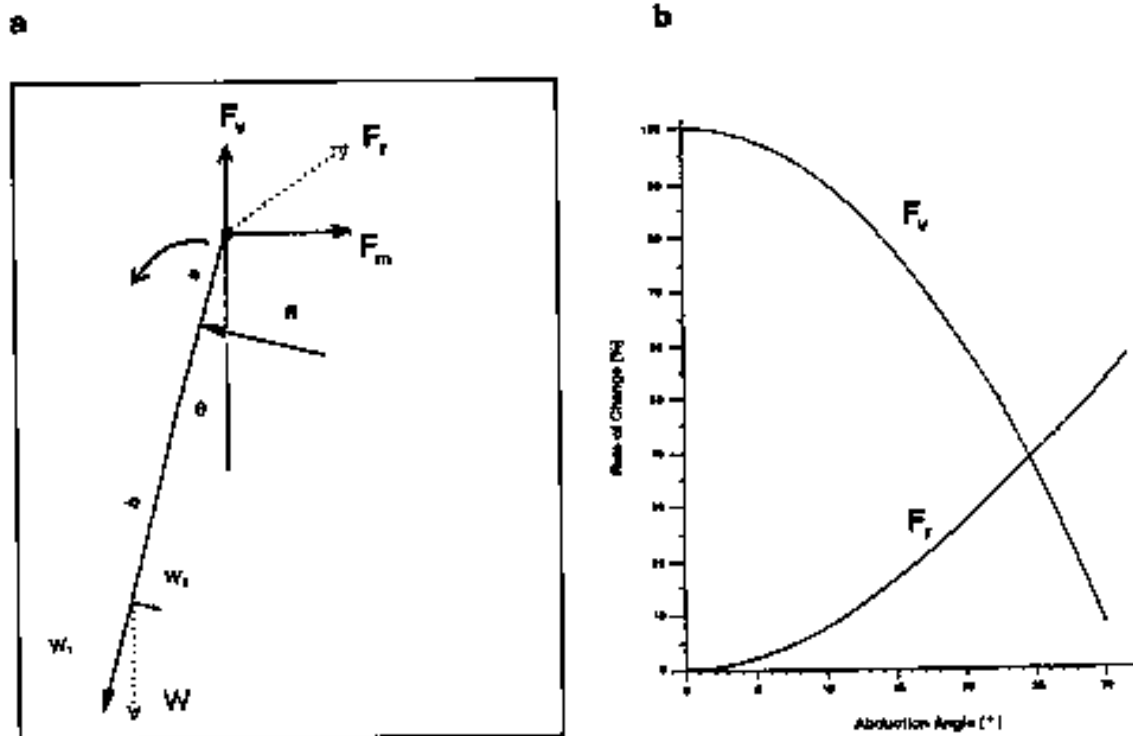


Fig. 3

a

A sinistra: schema free-body dell'arto superiore; R è il punto di inserimento sull'omero del "rullo" di Bobath, che costituisce il fulcro della leva di primo genere avente un braccio a , al cui estremo (articolazione gleno-omero) si applica la forza F_2 e un braccio b , al cui estremo si applica la forza W . F_r rappresenta la forza complessiva che le strutture passive articolari esercitano ed il cui verso è determinato dal modulo relativo delle sue due componenti F_v verticale e F_m mediale, a loro volta funzione dell'inclinazione dell'omero rispetto alla verticale (angolo Q): quanto maggiore è quest'angolo, tanto maggiore sarà F_m e minore F_v , e viceversa. La forza delle strutture passive articolari rappresenta la reazione alla forza peso W dovuta all'arto superiore (scapola esclusa). W è scomponibile nelle due componenti W_1 "depressoria" e W_2 "adduttrice": quanto maggiore è l'angolo Q , tanto maggiore sarà W_2 e minore W_1 . Ma il discorso cambia se l'aumento dell'angolo è ottenuto con un rullo che obbliga l'arto superiore a far leva contro il rullo stesso, con un "braccio" distale molto più lungo di quello prossimale. Quanto maggiore è il diametro del "rullo", tanto maggiore sarà il momento di W rispetto al rullo stesso, il che tenderà a far ruotare l'omero attorno all'asse R , dislocandone così lateralmente la testa.

b

La figura mostra il grado di modificazione in percentuale del modulo di F_v e F_r (in ordinata) in funzione dell'angolo di abduzione (in ascissa) dell'omero sorretto dal reggispalla di Bobath. Si osservi che al diminuire di F_v , si assiste ad un aumento di F_r ; ciò indica che il fulcro imposto, cioè il "rullo", "sposta" le sollecitazioni meccaniche dalla porzione superiore della capsula a quelle medialì.

(da Prevost R, 14)