

VALUTAZIONE DELLA VITA UTILE A FATICA DI STELI FEMORALI PER PROTESI D'ANCA

Pierluigi Colombi e Daniele Giuffrè

*Dipartimento di Ingegneria Strutturale Politecnico di Milano
Piazza L. Da Vinci 32, 20133, Milano*

SOMMARIO: Questo articolo costituisce la seconda parte di un lavoro di caratterizzazione a fatica di steli femorali per protesi d'anca. Nella prima parte erano state valutate le azioni agenti sulla testa della protesi ed era stata determinata la curva di fatica dello stelo femorale modello "Meros" prodotto dal Gruppo Industriale Bioimpianti. In questa seconda parte si procede inizialmente alla simulazione di una storia di carico giornaliera della protesi a partire dalla curva di frequenza delle attività (camminata, corsa, salita o discesa dalle scale e trasporto pesi) a cui è soggetta una persona e dalle rilevazioni delle intensità delle forze prodotte da ogni singola attività. Infine viene valutata la vita a fatica dello stelo utilizzando la tecnica del "rainflow" per la determinazione dei cicli di carico e la regola di Miner per la valutazione del danno a fatica. I risultati ottenuti sono stati organizzati in un abaco che fornisce la vita utile dello stelo femorale in funzione della storia giornaliera delle attività della persona, delle caratteristiche del materiale, della geometria della protesi e del peso corporeo.

PAROLE CHIAVE: Modellazione di protesi d'anca, storie di carico di steli femorali, vita a fatica di steli femorali.

INTRODUZIONE

Questo articolo riassume la seconda parte di un lavoro mirato alla caratterizzazione a fatica di steli femorali per protesi d'anca. Nella prima fase erano state valutate le azioni agenti sulla testa del femore in intensità e direzione ed era stata determinata sperimentalmente la curva di fatica dello stelo femorale modello "Meros" prodotto dal Gruppo Industriale Bioimpianti. In questa seconda fase viene valutata la vita a fatica dello stelo femorale analizzato. A questo scopo, attraverso un modello ad elementi finiti, vengono inizialmente calcolate le tensioni nello stelo prodotte durante le normali attività quotidiane come la camminata, la corsa, la salita e la discesa delle scale ed il trasporto dei pesi. Il punto di partenza (Giuffrè, 1997) (Colombi, 1995) sono i dati relativi alle azioni in un singolo passo (Bergmann et alii, 1993) (Bergmann et alii, 1995a) (Bergmann et alii, 1995b) (Bergmann et alii, 1996) e la curva di frequenza delle attività svolte, ottenuta a partire dalla storia giornaliera delle attività della persona. Le ampiezze dei cicli di carico sono state individuate mediante la tecnica del "rainflow" mentre il danno a fatica prodotto è stato valutato utilizzando la regola di Miner. I risultati di vita utile ottenuti hanno consentito di produrre un abaco di vita a fatica dello stelo analizzato. Questo permette di valutare la vita a fatica a partire dal peso corporeo e dal grado di attività giornaliera di una persona.

MODELLO NUMERICO

La descrizione geometrica della protesi analizzata è resa complessa dalla presenza di alcune nervature laterali e dal foro di estrazione superiore utile in caso di rimozione dello stelo femorale. Il modello di stelo considerato mostra uno sviluppo di 157 mm al colletto. Lo stelo ha una sezione circolare il cui diametro cresce dagli iniziali di 7 mm agli 11.5 mm nella zona che delimita la parte ricoperta con idrossiapatite. La protesi presenta una battuta al di sotto del colletto la cui funzione è quella di sollecitare l'osso nella zona prossimale in modo da ridurre il fenomeno dello "stress shielding", ossia la migrazione di tensione dall'osso alla protesi. Alla fine della battuta si trova il colletto che ha forma tronco conica con diametro variabile tra i 12 mm e i 14 mm.

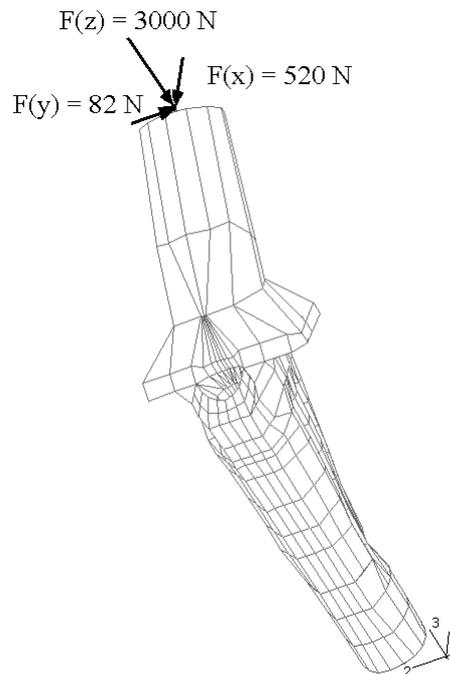


Figura 1: modello ad elementi finiti della protesi analizzata.

Al fine di determinare lo stato tensionale nel modello di protesi in esame ed individuare le zone più sollecitate, potenziali sedi di innesco di cricca, è stata effettuata una analisi ad elementi finiti con il codice ABAQUS (Giuffrè, 1997). Il modello realizzato consta di 1380 nodi collegati da 988 elementi finiti tridimensionali (Fig. 1). Al fine di cogliere i gradienti di tensione nella zona del vincolo ed in corrispondenza del foro di estrazione è stato effettuato un infittimento con elementi i cui lati difficilmente superano i 2 mm, mentre nelle zone meno impegnate si può tranquillamente superare i 5 mm di lato. La protesi è realizzata con una lega di Titanio, $TiAl_6V_4$ (Pietrabissa, 1997), ed ha un modulo elastico pari a 110 GPa, cioè circa la metà di quello dell'acciaio (210 GPa). La protesi è vincolata, come previsto dalla norma ISO 7206, a partire da 80 mm al di sotto del centro della testa. Sono stati analizzati 2 differenti schemi di vincolo: a) i nodi appartenenti alla base hanno spostamento impedito, cioè un incastro b) i nodi della sezione di base sono vincolati ad appartenere al piano ma possono muoversi liberamente in direzione radiale. Le differenze tensionali rilevate sono state di piccola entità, tanto da poter essere trascurate. I carichi applicati avevano la direzione prevista dalla normativa ISO 7602 e precisamente una inclinazione di 10° in adduzione e 9° in flessione.

VALUTAZIONE DELLA VITA A FATICA

A partire dai dati relativi alle azioni in un singolo passo (Bergmann et alii, 1993) (Bergmann et alii, 1995a) (Bergmann et alii, 1995b) (Bergmann et alii, 1996) è stato messo a punto un modello di simulazione della storia di carico giornaliera di una persona (Colombi, 1995) (Giuffrè, 1997). Il punto di partenza è la curva di frequenza delle attività svolte (Fig. 2), ottenuta a partire dalla storia giornaliera delle attività della persona e dalla tabella delle durate della singola attività.

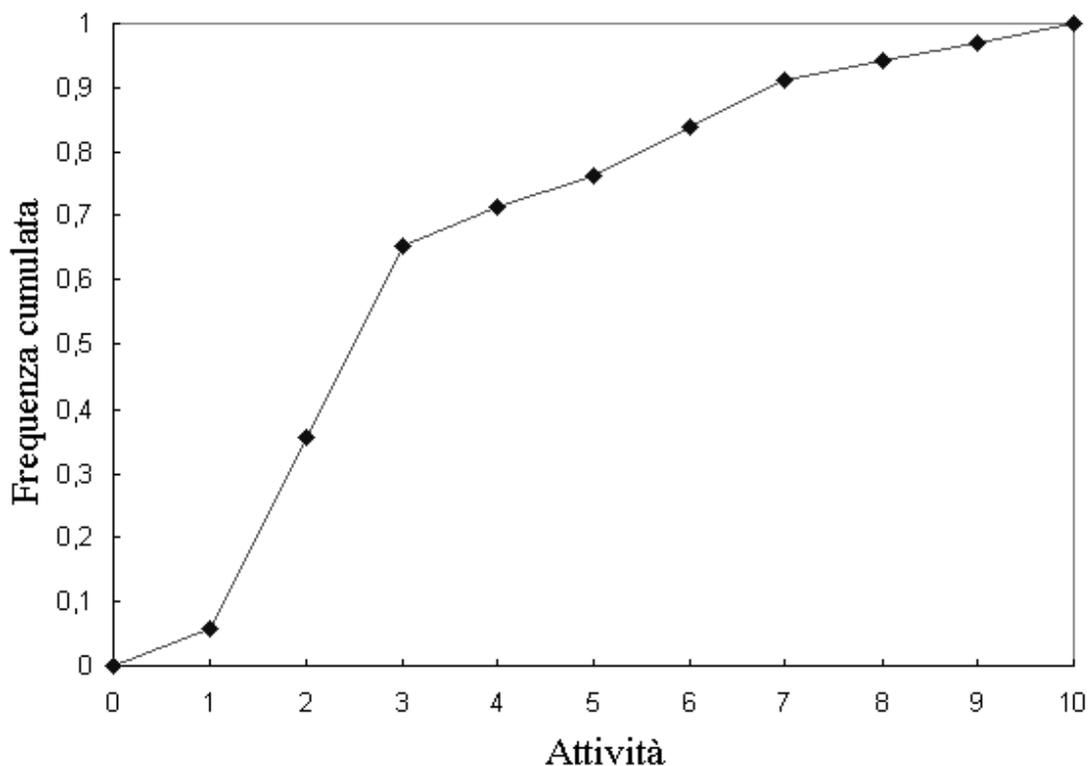


Figura 2: curva delle frequenze delle attività considerate.

In figura 2 le attività 1, 2 e 3 rappresentano la camminata a diverse velocità, le attività 4 e 5 rappresentano corse a diverse velocità, le attività 6 e 7 la salita e la discesa delle scale ed infine le attività 8, 9 e 10 il trasporto di pesi. Come accennato il modello sviluppato non simula un singolo passo alla volta ma bensì un pacchetto di passi, la cui durata è una variabile Gaussiana (Casciati e Faravelli, 1991), evitando così di generare, contro ogni logica, un passo di camminata ed il successivo di corsa per poi tornare alla camminata. Il programma sceglie di volta in volta l'attività da aggiungere alla parte di storia già generata. La scelta della attività corrente avviene utilizzando la curva di frequenza che, per quanto illustrato in precedenza, è legata al tipo di vita condotta giornalmente da una persona. A questo scopo si genera un numero con distribuzione uniforme in $[0, 1]$ (Casciati e Faravelli, 1991). Entrando nella curva delle frequenze è possibile individuare l'attività da aggiungere alla storia giornaliera precedentemente creata. Le intensità di picco, come già le durate delle singole attività, sono descritte da variabili aleatorie di tipo Gaussiano per tenere conto della variabilità dei dati rilevati (Casciati e Faravelli, 1991).

Una volta ottenuta una storia di carico giornaliera di una persona è possibile individuare i cicli di carico attraverso la tecnica del "rainflow" (Colombi, 1995). I risultati delle analisi ad elementi finiti hanno permesso di costruire la curva di fatica (Boyer, 1985) della lega utilizzata, $TiAl_6V_4$ (Pietrabissa, 1987), per la realizzazione dello stelo analizzato (Fig. 3).

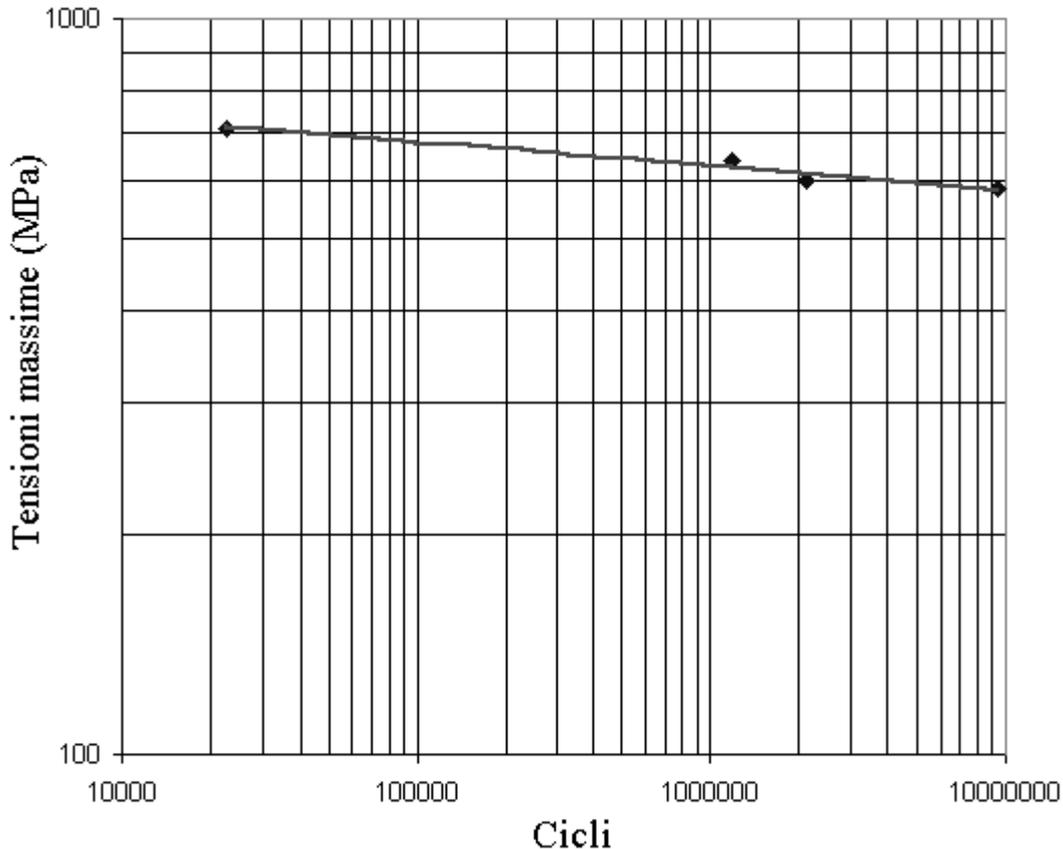


Figura 3: curva di fatica della lega $TiAl_6V_4$ costituente lo stelo analizzato.

Nota la curva di fatica dello stelo è quindi possibile valutarne la vita a fatica attraverso la regola di Miner (Suresh, 1991), (Broek, 1988):

$$D = \sum_{i=1}^N \frac{n_i}{N_{fi}} \quad (1)$$

$$N_{fi} = \frac{k}{\Delta S_i^m}$$

dove D indica il danno a fatica (la rottura si ha in corrispondenza di $D = 1$), n_i il numero di cicli di carico corrispondenti all'ampiezza $\Delta\sigma_i$, k ed m i parametri della curva di fatica scritta con riferimento alla variazione di tensione $\Delta\sigma_i$ nella sezione critica (zona dorsale in corrispondenza del vincolo). È stata quindi effettuata una analisi di sensibilità (Giuffrè, 1997) dei valori di vita a fatica ottenuti al variare del peso corporeo e del grado di attività della persona. I risultati ottenuti sono riportati in Fig. 4 e 5. In particolare la Fig. 4 mostra la forte dipendenza della vita a fatica dal peso corporeo. Piccole variazioni del peso corporeo producono infatti notevoli riduzioni della vita a fatica. La Fig. 5 mostra

invece la dipendenza delle attività svolte dalla persona. Precisamente le attività sono raggruppate in 4 gruppi: a) camminata a 2 km/h e 4 km/h; b) camminata a 6 km/h e corsa a 6 km/h; c) corsa a 8 km/h; d) salita e discesa di scale. Le attività di ciascun gruppo sono state incrementate una alla volta mantenendo costanti tutte le altre. I risultati hanno evidenziato una forte dipendenza della vita a fatica dalla attività di corsa a 8 Km/h ed una scarsa dipendenza dalle altre attività (Fig. 5) (Giuffrè, 1997).

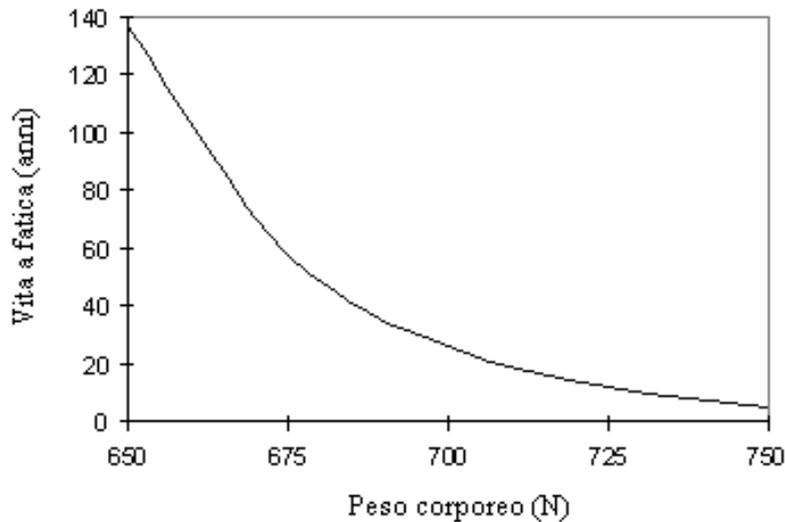


Figura 4: dipendenza della vita a fatica dal peso corporeo.

ABACO DI VITA A FATICA DELLO STELO FEMORALE

Le analisi e le considerazioni svolte nel paragrafo precedente hanno permesso di sviluppare criteri utili alla valutazione della vita a fatica di uno stelo femorale (Giuffrè, 1997). In particolare è stata notata una forte dipendenza da parametri quali l'attività giornaliera della persona, il peso corporeo, l'eccentricità del carico, ovvero la distanza, nel piano trasversale, tra il centro della testa del femore e il baricentro della sezione vincolata, il diametro della sezione vincolata ed i parametri della curva di fatica. Le attività sono state raggruppate come già descritto in 4 gruppi. La storia di carico giornaliera è descritta da un parametro G ottenuto come:

$$G = a_I \cdot g_I + a_{II} \cdot g_{II} + a_{III} \cdot g_{III} + a_{IV} \cdot g_{IV} \quad (2)$$

dove $a_I, a_{II}, a_{III}, a_{IV}$, rappresentano l'intensità delle attività di ciascun gruppo (ad esempio $a_I=200$ m significa che la persona svolge 200 m ogni giorno di camminata a 2 km/h o 4 km/h) mentre $g_I, g_{II}, g_{III}, g_{IV}$ sono pesi che tengono conto del danno prodotto da ciascun gruppo di attività. La vita a fatica può essere espressa dalla seguente relazione:

$$N_f = \frac{10}{G \cdot f(e,l) \cdot f(k) \cdot f(P) \cdot f(m)} \quad (3)$$

dove e rappresenta l'eccentricità del carico, l il diametro della sezione vincolata, k e m i parametri della curva di fatica e P il peso corporeo. La dipendenza dalla storia di carico giornaliera G , dalla geometria della protesi $f(e, l)$, dalle caratteristiche del materiale $f(k)$ e $f(m)$ e dal peso P , $f(m)$, sono espresse dalle seguenti relazioni:

$$G = \sum_i^4 g_i \cdot a_i$$

$$f(e, l) = -\frac{0.333823}{l^2} + \frac{2.67058 \cdot e}{l^3}$$

$$f(k) = 9.4645 \cdot 10^{-8} \cdot k - 3.8974 \cdot 10^{-10} \quad (4)$$

$$f(P) = \frac{\exp(0.003 \cdot P)}{1.3188 \cdot 10^9}$$

$$f(m) = 1.627967 \cdot \exp(-6385 \cdot m)$$

L'Eq. (3) consente di stimare la vita a fatica in modo spedito una volta noti il peso corporeo ed alcuni parametri descrittivi la geometria della protesi e le caratteristiche del materiale. Riportando la vita a fatica in funzione del peso corporeo è possibile ottenere l'abaco riportato in Fig. 6.

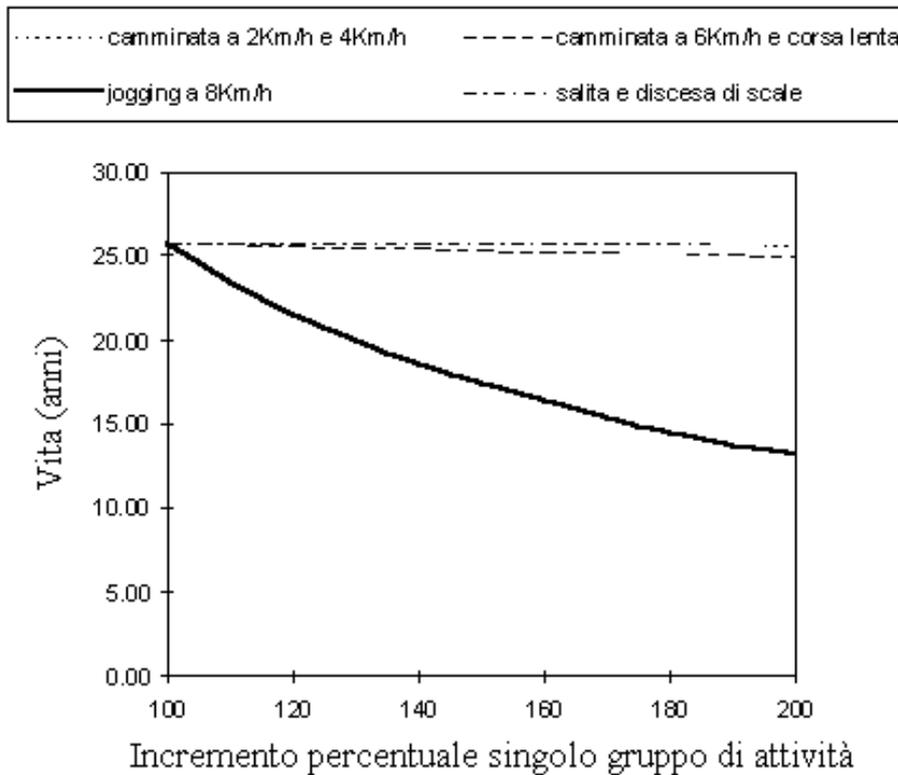


Figura 5: dipendenza della vita a fatica dal singolo gruppo di attività.

Questo consente ad esempio di stimare la vita a fatica di una persona a partire dal peso corporeo e dalla storia delle attività giornaliere ipotizzata, descritta dal parametro G (Eq. 2). Viceversa per un fissato peso corporeo è possibile avere una indicazione dell'attività

giornaliera a cui si può sottoporre una persona per ottenere una fissata vita a fatica dell'impianto.

CONCLUSIONI

Questo articolo costituisce la seconda parte di un lavoro di caratterizzazione a fatica di steli femorali per protesi d'anca. È stato inizialmente proposto un modello di simulazione della storia di carico giornaliera a cui è sottoposto uno stelo femorale. I dati di partenza sono le rilevazioni dell'intensità delle forze agenti sulla testa della protesi durante una determinata attività (camminata, corsa, salita e discesa delle scale e trasporto di pesi) e la curva di frequenza delle attività considerate.

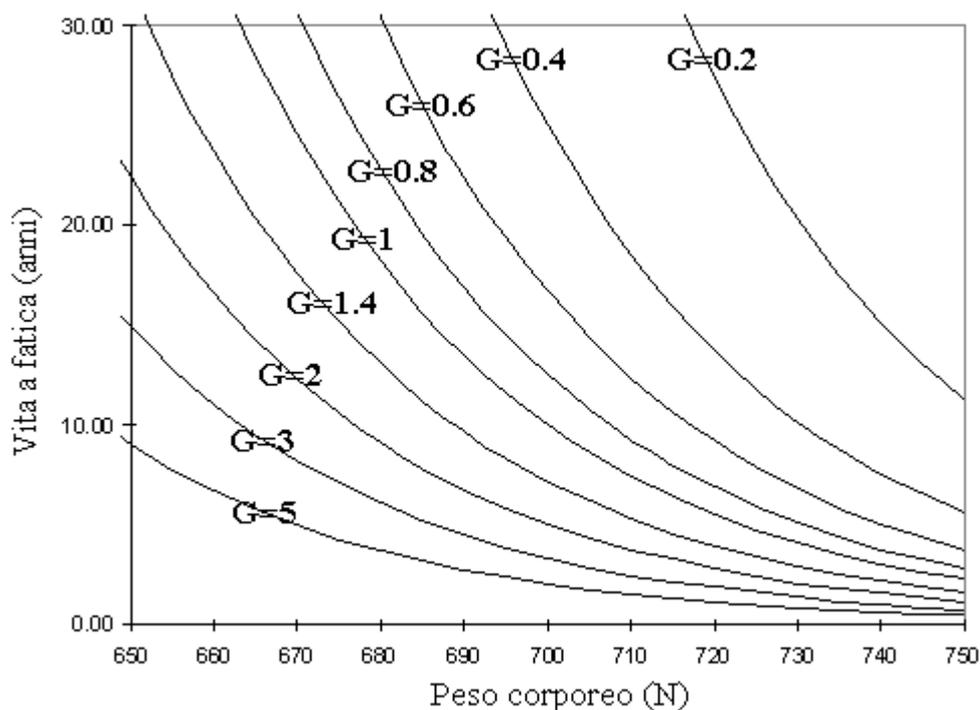


Figura 6: abaco di vita a fatica della protesi analizzata.

La vita a fatica è stata valutata utilizzando la tecnica del "rainflow" per il conteggio dei cicli di carico e la regola di Miner per il calcolo del danno a fatica accumulato. I valori di vita a fatica ottenuti sono molto sensibili al peso corporeo ed alla attività di tipo corsa ad 8 Km/h. È stata inoltre proposta una relazione, funzione della geometria della protesi, del materiale e della storia delle attività giornaliera della persona, in grado di stimare agevolmente la vita a fatica. Questo ha permesso di costruire un abaco, funzione del peso corporeo e del grado di attività della persona, per la stima del livello di attività fisica da consigliare alla persona protesizzata o viceversa per la valutazione del peso ottimale di una persona che svolge una certa attività fisica.

RINGRAZIAMENTI

Questo lavoro è stato reso possibile grazie al contributo finanziario del Ministero della Università e della Ricerca Scientifica e Tecnologica (MURST). Si ringrazia inoltre il Gruppo Industriale Bioimpianti per aver fornito gli steli femorali analizzati.

BIBLIOGRAFIA

Bergmann, G. et alii, 1993, "Hip Joint Forces During Walking and Running, Measured in Two Patient" , J. of Biomech. , Vol. 26 , No. 8, pp. 969-990.

Bergmann, G. et alii, 1995a, "Is Staircase Walking a Risk for the Fixation of Hip Implants ?", J. of Biomech., Vol. 28, No. 5, pp. 535-553.

Bergmann, G. et alii, 1995b, "Influence of Shoes and Heel Strike on the Loading of the Hip Joint", Vol. 28, No. 7, pp. 817-827.

Bergmann, G. et alii, 1996, "Hip Joint Forces During Load Carrying", Comunicazione Privata.

Boyer, H., 1985, "Atlas of Fatigue Curves", American Society for Metals.

Broek, D. 1988, "The Practical Use of Fracture Mechanics", Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, (NL).

Colombi, P. 1995, "Vita Residua a Fatica di Componenti Strutturali Metallici Soggetti ad Eccitazione Stocastica", Tesi di Dottorato, Università degli Studi di Pavia - Politecnico di Milano.

Casciati, F. e L. Faravelli, 1991, "Fragility Analysis of Complex Structural System", Research Studies Press, Taunton, (U.K).

Giuffrè, D.,1997, "Caratterizzazione a Fatica di Steli Femorali per Protesi d'Anca", Tesi di Laurea, Dipartimento di Ingegneria Strutturale del Politecnico di Milano.

ISO 7206 Implants for Surgery - Partial and Total Hip Arthroplasty. Part 3: Methods for Determination of Endurance Properties of Stemmed Femoral Components Without Application of Torsion- Part 4: Methods for Determination of Endurance Properties of Stemmed Femoral Components With Application of Torsion.

Pietrabissa, R. , 1997, "Biomateriali per Protesi ed Organi Artificiali", Patron Editore, Bologna.

Suresh, S.,1991, "Fatigue of Materials", Cambridge University Press, Cambridge, (UK).