



Università Cattolica del Sacro Cuore
Facoltà di Scienze della Formazione
Milano



Fondazione Don Carlo Gnocchi ONLUS
Polo Tecnologico
Milano

Corso di Perfezionamento
**Tecnologie per l'autonomia
e l'integrazione sociale delle persone disabili**
Anno Accademico 2008/2009

Le protesi di arto superiore

CANDIDATO: Enrica Biotto
Tipo di elaborato: unità didattica

Abstract. *L'unità didattica nella sua fase iniziale presenta una breve introduzione sulla problematica della protesizzazione dell'arto superiore, con alcuni cenni alle patologie che possono condurre alla richiesta di tale prescrizione e sulla loro epidemiologia. Successivamente vengono fornite informazioni dettagliate sulle diverse soluzioni protesiche ad oggi possibili e riferimenti sugli sviluppi tecnologici e le ricerche al momento in corso. La descrizione verte inizialmente sulle protesi passive cosmetiche eso- ed endo-scheletriche, che mirano sostanzialmente a ripristinare l'integrità corporea con particolare attenzione verso l'aspetto estetico; successivamente viene affrontato il capitolo delle protesi funzionali o attive, comprendente le protesi ad energia corporea e quelle ad energia extracorporea (a loro volta suddivise in protesi a comando mioelettrico e a comando elettronico). In seguito vengono elencate le varie possibilità di protesizzazione a seconda dei diversi livelli di amputazione. Dopo questa trattazione, che costituisce il nucleo fondamentale dell'elaborato, viene brevemente presentato il processo decisionale alla base dell'individuazione e prescrizione della corretta protesi, in riferimento alle esigenze e caratteristiche del paziente (età, livello di amputazione, utilizzo previsto ecc), seguito da indicazioni sulla gestione pre-protesica e sui costi delle diverse soluzioni.*

Target: *Medici fisiatristi, Fisioterapisti, Terapisti occupazionali.*

Obiettivi didattici: *Dare informazioni generali sulle diverse soluzioni protesiche possibili nei casi di amputazione o malformazione dell'arto superiore. L'elaborato non fornisce dati tecnici, di importanza prioritaria per chi quotidianamente si occupa di tale problematica, ma vuole trasmettere una conoscenza di base aggiornata sull'argomento per permettere un dialogo con altri operatori, con i pazienti già utilizzatori o con utenti che dovessero necessitare di tali protesi.*

Direttore del corso:
Responsabile Tecnico Scientifico:
Tutor:

Prof. Giuseppe Vico
Ing. Renzo Andrich
Dott.ssa Elisa Robol

1. Introduzione

L'arto superiore può essere descritto come un sistema il cui principale organo effettore è la mano, grazie alla quale l'uomo è in grado di compiere una varietà estremamente ampia di funzioni e di abilità che vengono utilizzate nelle diverse attività della vita quotidiana, lavorativa e sportiva.

La presa e la manipolazione rappresentano senza dubbio le funzioni predominanti della mano, tuttavia essa, grazie alla sensibilità estero-proprioceettiva, può essere considerata alla stregua di un "organo di senso" in grado di proteggerci dalle lesioni, definire i profili degli oggetti e percepire la temperatura. La mano è inoltre uno dei principali e più raffinati mezzi di espressione dell'atmosfera psico-emotiva dell'uomo, entrando a far parte, nell'ambito della gestualità, del cosiddetto "linguaggio del corpo".

Considerando questa estrema complessità delle funzioni della mano, risulta comprensibile come negli anni grandi sforzi siano stati profusi per la realizzazione di una mano protesica quanto più rispondente alle diverse esigenze dei soggetti amputati.

Le condizioni che possono richiedere una protesizzazione di arto superiore comprendono sostanzialmente le amputazioni e le malformazioni congenite.

L'amputazione dell'arto superiore ha un'incidenza di 3,9 abitanti su 100000 e le dita rappresentano la sede maggiormente colpita (con 3,2 casi su 100000); il trauma è la prima causa di amputazione di arto superiore con netta prevalenza per il sesso maschile, seguita dalle neoplasie, dalle patologie vascolari e infettive (Frontera e Silver, 2004).

Tra le malformazioni congenite, distinte in longitudinali e trasversali, sono comprese le amelie, le focomelie, le peromelie, le ectromelie ecc. Le amelie consistono nella mancanza di uno o più arti per arresto dello sviluppo dell'abbozzo embrionale; quando l'aplasia coinvolge solo un segmento dell'arto si parla di focomelia e di peromelia (o emimelia trasversa): nel primo caso si ha l'agenesia del segmento prossimale, spesso con la presenza di un abbozzo rudimentale della mano, nel secondo caso si ha l'agenesia del segmento distale. L'ectromelia consiste invece nella presenza di uno sviluppo rudimentale di un arto associato ad una deformità.

Per quanto riguarda queste malformazioni l'Istituto Superiore della Sanità ha pubblicato nel 2006 i dati relativi al periodo 1996-2002 registrando nel Nord Est Italia una prevalenza di ipoplasia o agenesia degli arti superiori pari a 4,99 casi su 10000 (inclusi i nati e le interruzioni volontarie di gravidanza) (Pierini et Al, 2006).

2. Classificazione delle protesi di arto superiore

Dalle norme ISO 9999 la protesi può essere definita come un "*ausilio ortopedico che vicaria o sostituisce, seppur parzialmente l'arto mancante sia sotto l'aspetto funzionale che estetico*" (Davalli e Sacchetti, 2009).

Una protesi deve rispondere a caratteristiche di funzionalità, affidabilità, scarso peso e ingombro associate ad una cosmesi quanto più accettabile.

Per quanto riguarda l'arto superiore, si distinguono protesi passive, suddivise a loro volta in tradizionali (esocheletriche) e modulari (endoscheletriche), e protesi attive azionate da energia corporea e/o extra-corporea (a comando mioelettrico o elettronico).

2.1 Protesi passive

Protesi cosmetiche

Le protesi cosmetiche mirano alla ricostruzione estetica di un segmento scheletrico mancante, ricostituendo l'integrità corporea; possono essere applicate in tutti i livelli di amputazione e vengono utilizzate soprattutto nei casi in cui non possa essere usata con successo una protesi funzionale (cioè nelle amputazioni più prossimali o nella maggior parte delle amputazioni parziali di mano), o qualora sia il paziente a rinunciare alla funzionalità dell'arto.

Nelle protesi cosmetiche esoscheletriche o tradizionali le pareti esterne della protesi, costruite in materiali rigidi, hanno funzione strutturale e portante; questa funzione nelle protesi endoscheletriche è svolta invece dalle componenti tubolari modulari interne, mentre la copertura esterna di materiale espanso, sagomata con riferimento all'arto residuo, ha esclusivamente un ruolo estetico.

L'organo di presa di queste protesi generalmente viene mantenuto in posizione di chiusura da un meccanismo a molla, apribile all'occorrenza con l'arto controlaterale (mano passiva) (Näder, 1990; Davalli e Sacchetti, 2009; Brian et Al, 2009).

Protesi lavorative

Le protesi lavorative vengono generalmente realizzate per amputazioni a livello delle dita o del carpo della mano e sono costituite da ausili specifici che hanno lo scopo di facilitare l'attività lavorativa (Näder, 1990; Davalli e Sacchetti, 2009).

2.2 Protesi attive

Protesi ad energia corporea

Attualmente fanno parte della famiglia delle protesi attive ad energia corporea solamente le protesi cinematiche, che sfruttano per l'attivazione della mano e/o del gomito protesico il movimento di una regione corporea ancora attiva, mediante l'utilizzo di cavi che vengono azionati da bretellaggi. Questo tipo di protesi può essere utilizzato praticamente per tutte le amputazioni fino al 3° medio transomerale, mentre nelle disarticolazioni di spalla la presenza di un moncone molto corto implica leve svantaggiose, tali da rendere difficoltoso l'azionamento della protesi.

Con le protesi cinematiche le funzionalità sono limitate all'apertura della mano (che avviene vincendo la resistenza di una molla che la terrebbe normalmente chiusa) e alla flessione-estensione, blocco-sblocco di un eventuale gomito, il tutto come detto azionato dal bretellaggio. I movimenti che vengono sfruttati generalmente consistono nella flessione, estensione, abduzione, depressione ed elevazione della spalla e nella abduzione bicipolare (espansione toracica).

Le protesi cinematiche risultano generalmente ben tollerate per la loro relativa leggerezza, affidabilità, robustezza e assenza di accumulatori di energia elettrica e permettono al paziente, durante il loro utilizzo, di ricevere un buon feedback; tuttavia sono in grado di sviluppare una limitata forza prensile e richiedono un maggiore dispendio energetico rispetto alle altre protesi attive (Näder, 1990; Davalli e Sacchetti, 2009; Brian et Al, 2009).

Protesi ad energia extracorporea

Fanno parte di questo gruppo le protesi a comando mioelettrico e quelle a comando elettronico. Le prime sfruttano, per l'attivazione degli elementi funzionali della protesi, i segnali elettromiografici generati dalla contrazione isometrica della muscolatura del moncone. Tali segnali se di intensità adeguata, variabile tra i 40 e i 100 microvolt, possono essere rilevati sulla superficie cutanea da specifici elettrodi, successivamente convogliati ad un amplificatore e sfruttati per l'ottenimento di un movimento funzionale (Cavallari e Costantino, 2006).

Presupposto necessario per l'applicazione di una protesi mioelettrica è la possibilità da parte del paziente di azionare isolatamente e volontariamente i gruppi muscolari, come ad esempio nel caso in cui si utilizzino i muscoli estensori del carpo per aprire la mano protesica ed i flessori per chiuderla. La fonte di energia è rappresentata da un accumulatore ricaricabile a circa 6-8 volt (4,8 Volt nelle protesi per bambini) collocato all'interno dell'invasatura. Gli accumulatori al Ni-Cd rappresentano un accettabile compromesso tra fonte di energia erogabile, dimensione e peso, garantendo una autonomia giornaliera di 1000-2000 movimenti. Con tecniche di gestione energetica quali l'introduzione di modalità di funzionamento a basso consumo, limitazioni di corrente in situazioni selezionate, utilizzo di accumulatori particolari si possono avere fino a 8000 movimenti con una singola ricarica. Maggiore durata si ottiene invece con le nuove batterie al litio (Sacchetti, 2009).

Esistono tre tipi di controllo mioelettrico: il primo detto "digitale" risponde alla "legge del tutto o nulla", sviluppando una forza prestabilita. Il movimento della protesi avviene per mezzo dell'azione di

un muscolo e del suo antagonista, sfruttando una coppia di elettrodi per movimenti opposti (ad esempio flessione-estensione, pronazione-supinazione). Il secondo tipo prevede un controllo proporzionale del movimento grazie ad un solo elettrodo, che può registrare una contrazione di una intensità elevata, ad esempio per aprire un meccanismo, e una debole contrazione per attivarne la chiusura. Esso viene impiegato nelle amputazioni prossimali, spesso bilaterali e con pochi muscoli a disposizione. Il terzo tipo di controllo mioelettrico, detto multicanale, viene utilizzato qualora vi sia la necessità di attivare diverse componenti protesiche sfruttando una coppia di elettrodi a controllo proporzionale. Quando sono sei i movimenti da comandare si ricorre talvolta al funzionamento ciclico, che prevede l'utilizzo di tre elettrodi: due servono per effettuare il movimento ed un terzo come selettore della funzione attiva; ad esempio partendo dalla mano, con una contrazione sull'elettrodo di selezione si passa al polso, poi al gomito, per ritornare infine di nuovo sulla mano. Tale soluzione obbliga di fatto il paziente ad attivare un motore alla volta rallentando l'effettuazione dei movimenti composti, con il vantaggio tuttavia di rendere sicura e precisa la selezione del gesto desiderato (Sacchetti, 2009).

Tra le protesi attive ad energia extracorporea si ritrovano anche le protesi a comando elettronico che vengono utilizzate in genere nei casi di presenza di salienze ossee che possano dare l'attivazione a dei sensori di pressione, come avviene nei casi di amelia o nelle disarticolazioni di spalla. In genere i sensori annessi sono tre e vengono posizionati a livello dell'acromion, uno anteriore per azionare la componente flessoria, uno posteriore per quella estensoria e uno superiore per il deviatore ciclico; nei casi di focomelia, invece, è possibile sfruttare il movimento volontario e ben controllabile delle dita presenti a livello della spalla per azionare dei micro-sensori che attivano le diverse componenti protesiche.

Le protesi funzionali a comando mioelettrico ed elettronico possono essere applicate a partire dalla disarticolazione di polso fino alla disarticolazione di spalla; alcune aziende propongono oggi soluzioni anche nelle amputazioni parziali di mano. A livello del gomito sono ottenibili movimenti di flessione-estensione, al polso di pronazione-supinazione e a livello della mano di apertura e chiusura. E' così possibile un elevato grado di funzionalità anche con livelli di amputazione molto prossimali, associato ad una elevata forza di presa, tuttavia il peso a volte elevato (specie nei casi in cui sia previsto un gomito elettromeccanico) e la fragilità di alcune componenti ad alto contenuto tecnologico ne limita l'utilizzo durante alcune attività gravose (Näder, 1990; Davalli e Sacchetti, 2009; Brian et Al, 2009).

2.3 Protesi ibride

Se la lunghezza del moncone transomerale (generalmente superiore al terzo medio) e la mobilità della spalla lo permettono, si può optare per una soluzione cosiddetta "ibrida", che prevede l'utilizzo di una mano a comando mioelettrico unitamente ad un gomito ad energia corporea. Tali protesi hanno il vantaggio di avere un peso più contenuto rispetto alla soluzione che prevede l'uso di un gomito elettromeccanico, pur assicurando una buona funzionalità (Näder, 1990; Davalli e Sacchetti, 2009; Brian et Al, 2009).

3. Soluzioni protesiche per i diversi livelli di amputazione

La protesi di arto superiore è costituita da un organo di presa, delle parti di collegamento eventualmente dotate di articolazioni e da un invasore.

L'invasore rappresenta la parte della protesi che va a diretto contatto con il moncone; viene realizzato partendo dal modello negativo del moncone con benda in gesso assicurando pertanto un contatto totale. Solitamente viene costruito in laminato acrilico o in materiale termoplastico. Nelle protesi a comando mioelettrico ospita gli elettrodi deputati a raccogliere il segnale elettromiografico e l'accumulatore. Tra invasore e moncone viene generalmente interposto un liner di silicone che fornisce una migliore sospensione riducendo l'effetto pistone e la traslazione, protegge la pelle riducendo le forze di trazione e limita in parte i cambi di volume fisiologici del moncone.

Le parti di collegamento si interpongono tra l'invasore e l'organo di presa; possono essere dotate, a seconda del livello di amputazione, di articolazioni e possono essere suddivise in esoscheletriche ed endoscheletriche: come già detto, nelle prime le pareti esterne della protesi hanno funzione strutturale,

mentre nelle seconde la componente esterna ha solo valenza estetica e la parte portante è svolta da una struttura modulare interna.

Esistono svariati dispositivi che fungono da organo di presa, diversi a seconda della funzione prevalentemente estetica o funzionale che se ne vuole ottenere. Sono state proposte delle soluzioni sia da utilizzare nelle attività di vita quotidiana sia durante l'attività lavorativa, in questo caso spesso costituiti da ganci o manipolatori meno gradevoli dal punto di vista estetico, ma in grado di garantire le maggiori prestazioni funzionali possibili. Nella tabella sottostante vengono elencate alcune caratteristiche riassuntive dei dispositivi di presa.

DISPOSITIVO	FORZA di PRESA (N)	APERTURA MASSIMA (mm)	PESO (gr)
MANO NATURALE	150	190	480 (sogg di 80Kg)
MANO Energia Corporea	20-40	45	290
MANO ADULTO Energia Extracorporea	100	100	440
MANO BAMBINO Energia Extracorporea	40	47	190
MANIPOLATORE da lavoro	120	100	480

Tabella 1 (tratto da: Davalli A e Sacchetti R, 2009)

I livelli di amputazione comprendono l'interscapolotoracica, la disarticolazione di spalla, l'amputazione di braccio, la disarticolazione di gomito, l'amputazione di avambraccio, la disarticolazione di polso, l'amputazione della mano e delle dita.

3.1 Amputazioni parziali di mano

Nelle amputazioni parziali di mano è molto frequente il ricorso a protesi cosmetiche: le molte diverse amputazioni nell'ambito delle dita e della mano vengono compensate esteticamente da protesi individuali su misura. Nei casi di lesione di singole dita si utilizzano dita artificiali, se invece la perdita coinvolge più elementi è più opportuno ricorrere alla "mano cosmetica": essa è costituita da una parte interna ancorata al moncone e da un guanto cosmetico di rivestimento, costruito in materiale sempre più simile alla cute normale (è possibile la creazione estetica delle rughe, dei rilievi delle vene e dei peli). Le mani passive possono essere dotate di un meccanismo che mantiene la mano in una posizione in chiusura, ma che può essere aperto all'occorrenza con la mano controlaterale.

Il settore di ricerca di alcune aziende si sta orientando, per amputazioni parziali di mano, verso la creazione di protesi mioelettriche da utilizzare ad esempio nelle amputazioni trans-carpali (www.ottobock.it); l'azienda Touch Bionics (www.touchbionics.com) ha lanciato nel mercato le Pro-digits, dita motorizzate e indipendenti che sfruttano sempre un sistema a comando mioelettrico per amputazioni parziali di mano o di singole dita.

Un accenno a parte, tra le soluzioni possibili in caso di amputazione di singole dita, merita l'osteointegrazione, metodica applicata generalmente nell'odontoiatria e raramente in riabilitazione; la tecnica prevede l'impianto di un perno in titanio al moncone scheletrico residuo a cui andrà in seguito applicata la protesi di dito in silicone. Con tale metodica si cerca di sfruttare il "fenomeno dell'osseopercezione, verosimilmente caratterizzato dal trasferimento di stimolazioni tattili, propriocettive e stereognosiche dal moncone di amputazione digitale ai nervi intraossei grazie all'impianto osseointegrato" (Moscato, 2002; Doppen 2009).

3.2 Disarticolazione di polso

Tale livello di amputazione permette di applicare protesi sia estetiche (con la sola esclusione della cosmetica modulare in quanto non vi sono gli spazi per l'applicazione dei vari moduli) che funzionali; sullo scheletro metallico viene apposta un'anima di resina (sottoguanto) che conferisce la forma della mano, ricoperta dal guanto estetico che riproduce la mano naturale (unghie, vene, pieghe); si utilizza una invasatura a contatto che non include l'articolazione del gomito, permettendo quindi una libera prono-supinazione. Tale funzione può essere tuttavia vicariata da un dispositivo a livello del polso che permetta la rotazione oraria ed antioraria della mano rispetto all'avambraccio. Le protesi cosmetiche

risultano sicuramente più leggere e facilmente manovrabili di quelle attive, che consentono però una maggiore funzionalità.

Nel caso di dispositivi cinematici esistono diverse soluzioni: in quelle a singola trazione l'apertura avviene attivamente mentre la chiusura passivamente; in quelle a doppia trazione la chiusura della mano si ottiene azionando un cavo (con possibilità anche di variare la forza di presa e di bloccare tale posizione), mentre l'apertura della mano si ha con una successiva ulteriore trazione (Näder, 1990; www.rslsteeper.com). Tale meccanismo risulta associabile anche ad un uncino standard o da lavoro.

La possibilità di utilizzare invece una protesi mioelettrica dipende dalla possibilità del paziente di evocare delle contrazioni muscolari efficaci rilevabili dai sensori. Attualmente la mano mioelettrica prevede generalmente che la coppia indice-medio agiscano solidali tra di loro in opposizione con il pollice, sfruttando un'unica articolazione corrispondente alla metacarpo-falangea, ottenendo pertanto una pinza tridigitale (www.rslsteeper.com/, www.ottobock.it, www.utaharm.com/). A livello delle dita possono inoltre essere integrati dei sensori di forza e di slittamento che permettono di variare la forza di presa a seconda della consistenza dell'oggetto impugnato o qualora questo stia scivolando dalla mano. La forza di presa e la velocità possono essere adattate in base alle esigenze del paziente, per una personalizzazione ottimale (vedi, ad esempio, il sensore SUVA dell'azienda Otto Bock) (www.ottobock.it). Possono essere previsti anche sensori termici che attivano l'apertura automatica della presa qualora l'oggetto impugnato sia troppo caldo.

I manipolatori o Greifer mioelettrici hanno un aspetto futuribile, constano di due ganasce che si aprono parallelamente con due uncini terminali per la prensione di oggetti minuti.

Alcune aziende stanno studiando soluzioni più sofisticate come quella proposta dalla TouchBionics (www.touchbionics.com/): basandosi sul controllo mioelettrico a 2 segnali, la mano i-Limb è in grado di dare movimento indipendente alle cinque dita articolate, rendendo il soggetto in grado di afferrare, con tipi di presa variabili, oggetti di diverse fattezze; risultano così possibili la presa a chiave, quella di forza palmare, quella di precisione (pinza terminale tra pollice e indice) e l'indice puntato (utile ad esempio per scrivere al pc, digitare i numeri al telefonino ecc.).

Anche nel caso delle protesi mioelettriche l'invaso viene confezionato a contatto totale con il moncone escludendo il gomito; l'invasatura conferisce la forma esterna della protesi, ma dà alloggiamento anche ai cavi e agli elettrodi e comprende inoltre l'accumulatore ricaricabile (Näder, 1990).

Presso l'Advanced Robotics Technology and System Laboratory (ARTS) Lab della Scuola Superiore Sant'Anna di Pisa sono stati intrapresi negli ultimi anni diversi progetti, finanziati anche dall'Unione Europea, per la realizzazione di una mano protesica bionica; l'ambizioso obiettivo è stato centrato lo scorso anno e reso noto il 2 dicembre 2009. Esso ha previsto l'ideazione e la costruzione di una protesi dotata di interfaccia neurale, in grado di trasformare in afferenze nervose sensitive gli stimoli agenti su diversi sensori di forza, di posizione e di pressione e di permettere il controllo della motricità processando efferenze provenienti direttamente dal sistema nervoso centrale. Nell'ambito del progetto LifeHand, con la collaborazione volontaria di un soggetto amputato di avambraccio, sono stati impiantati "su due nervi diversi del braccio (mediano e ulnare) quattro elettrodi dotati di otto canali di registrazione/stimolazione ciascuno; tali elettrodi sono stati collegati ad una protesi di mano sensorizzata, comandabile dal soggetto per vie neurali, anziché meccaniche e muscolari, e capace al contempo di restituire al soggetto informazioni sensoriali (www.lswn.it/robotica/schede/2009/progetto_innovativo_life_hand_mano_biomeccatronica).

3.3 Amputazione di avambraccio

Per questo livello di amputazione una soluzione possibile, ma sempre meno attuata, è l'intervento chirurgico secondo Krukenberg, che separando l'ulna dal radio e ricoprendo le estremità con pelle, realizza una sorta di pinza funzionale con il residuo dell'arto ancora dotato di sensibilità. Tale approccio chirurgico non esclude comunque una successiva protesizzazione estetica o funzionale.

Qualora si opti per una soluzione protesica, è noto che la possibilità di mantenere la capacità di prono-supinazione decresce man mano che il livello di amputazione si fa più prossimale, dovendo in questi ultimi casi includere nell'invaso anche il gomito; il migliore moncone si ottiene quando l'amputazione trans-radiale avviene al quarto distale, permettendo l'allogamento di qualsiasi sistema protesico articolare di polso.

Nel caso della scelta di una opzione passiva viene confezionato un involucro a contatto totale che comprende anche il gomito, a cui viene associata la mano cosmetica o la mano passiva. Nella protesi a trazione viene generalmente utilizzato un bretellaggio non elastico che aziona l'apertura della mano. Con movimento di abduzione e rilassamento della scapola vengono ottenuti i movimenti di apertura e chiusura della mano. Variando la tipologia di cardini (monocentrici, policentrici, bloccati) è possibile, nelle amputazioni trans-radiali medio-distali e nelle disarticolazioni di polso, traslare ogni residua capacità di prono-supinazione al dispositivo di presa e nei casi di amputazione trans-radiale prossimale ottenere una maggiore stabilità in flessione del gomito.

Nel caso ci si indirizzi verso una protesi mioelettrica, il controllo della prono-supinazione può avvenire mediante diverse modalità: esistono protesi in cui il grado di rotazione viene selezionato dalla mano sana, altri in cui si ha trasmissione diretta del movimento rotatorio tramite un giunto rotante o una trasmissione elettrica dal moncone all'organo di presa; è possibile infine la protesi mioelettrica a quattro canali, in cui si sfruttano impulsi elettromiografici per ottenere anche il movimento di prono-supinazione attivo, oltre che quello di flesso-estensione. In tale livello la mano elettrica possiede un innesto rapido che ne permette la rapida sostituzione con il manipolatore (Näder, 1990).

3.4 Disarticolazione di gomito

La disarticolazione di gomito offre buone caratteristiche per la protettizzazione, in quanto il condilo e la troclea omerali fungono da buoni elementi di sospensione, permettendo di mantenere libera l'articolazione della spalla e quindi di conservare l'intra e l'extrarotazione fisiologica dell'arto.

Nel caso della protesi cosmetica si utilizza un involucro a contatto totale; a livello del gomito viene posizionato un giunto articolato che il paziente può bloccare a diversi gradi di flesso-estensione con l'arto controlaterale. Le protesi cinematiche invece utilizzano un sistema di bretellaggi con tre tiranti che attivano, grazie ai movimenti del moncone e del cingolo scapolare, le funzioni prensili, la flessione e il bloccaggio dell'articolazione del gomito (generalmente con un movimento di anteposizione ed abduzione dell'omero). Spesso questo livello di amputazione viene protesizzato mediante soluzioni ibride, sfruttando cioè la possibilità da parte del paziente di produrre contrazioni muscolari a livello del moncone adatte al controllo mioelettrico dell'organo di presa, associando un gomito cinematico munito di un bretellaggio scapolare che ne regola la flessione e l'estensione.

3.5 Amputazione di braccio

Un buon moncone di amputazione si ottiene all'unione del terzo distale con i 2/3 prossimali, risparmiando in tal modo l'inserzione del muscolo deltoide e la quasi totalità del muscolo tricipite. L'amputazione trans-omerale permette l'adozione di sistemi sia passivi che attivi, fermo restando che la lunghezza del moncone è un fattore rilevante sia per il fissaggio della protesi, sia per sfruttare, nelle protesi cinematiche, la funzione di leva e, nelle protesi mioelettriche, la quota di muscolatura residua. In genere l'involucro a contatto totale include anche la spalla.

La protesi cosmetica generalmente viene costruita con elementi modulari, ha caratteristicamente un peso contenuto, però la sua funzionalità è assai limitata. Più utili funzionalmente sono le protesi cinematiche, le protesi mioelettriche e le soluzioni ibride. Come nella disarticolazione di gomito, il bretellaggio della protesi a trazione prevede tre tiranti elastici che azionano la mano, la flessione ed il bloccaggio dell'articolazione del gomito; nel caso delle soluzioni ibride è necessario che siano sfruttabili contrazioni volontarie per azionare l'organo prensile, mentre il blocco-sblocco del gomito avviene con il sistema di bretellaggi.

Come già accennato, la lunghezza del moncone di braccio richiesta per un ottimale inserimento di un gomito protesico è di circa 8-10 cm, poiché misure minori causano una eterometria, con difficoltà nelle prese bimanuali o nell'avvicinamento della mano alla bocca.

In commercio esistono pochi esempi di protesi di gomito mioelettriche; con tali soluzioni è possibile la funzione di sblocco-blocco del gomito guidata da segnali mioelettrici, oltre che ovviamente l'azionamento della mano o del manipolatore (www.utaharm.com/, www.ottobock.it, www.liberatingtech.com/, www.hosmer.com/). Questo tipo di soluzione (con i limiti imposti dalla necessità di rilevare segnali elettromiografici adeguati e con il peso meno contenuto) è adottabile con tutte le lunghezze di moncone di braccio e diventa necessaria qualora la lunghezza dell'omero sia

inferiore del 40% della lunghezza originaria o vi siano limitazioni funzionali a carico della spalla (in particolare retrazioni in adduzione).

3.6 Disarticolazione di spalla e amputazione interscapolo-toracica

Quando sia richiesta una disarticolazione di spalla o una amputazione interscapolo-toracica, la protesizzazione presenta notevoli difficoltà, in particolare per la mancanza di adeguati punti di ancoraggio necessari per un buon fissaggio della protesi.

Le soluzioni cosmetiche in genere sono costituite da componenti modulari con funzione di protezione e di riequilibrio dell'assetto corporeo. Le protesi cinematiche possono richiedere durante l'utilizzo un importante dispendio energetico poiché il paziente deve manovrare un triplo bretellaggio con cinghia pettorale. Per ovviare a tale inconveniente spesso viene sfruttato un gomito passivo o elettrico azionabile mediante un interruttore sul bendaggio.

Sono possibili eventualmente soluzioni ibride o a controllo mioelettrico (anche se raramente sono presenti segnali elettromiografici per l'applicazione di una protesi funzionale specie nell'amputazione interscapolotoracica). L'articolazione della spalla è una enartrosi azionata passivamente, composta da una sfera di alluminio contenuta in una cavità emisferica. La protesi viene mantenuta della posizione voluta mediante sistemi di frenaggio antigravitari; al di sotto di essa può essere applicato un ulteriore meccanismo per accentuare l'intra e l'extrarotazione (Cavallari, Costantino, 2006).

4. Scelta della protesi di arto superiore

La scelta della protesi da applicare ad un paziente è il risultato di un lavoro di équipe, a cui partecipano medici, tecnici, terapisti, psicologi, il tutto per fornire alla persona uno strumento che si integri alla perfezione, non solo nel suo schema corporeo ma anche nel suo contesto psicofisico.

Tra i fattori determinanti per questa scelta troviamo prima di tutto la spinta motivazionale del paziente e gli obiettivi che questi si prefigge di raggiungere con la protesizzazione; i fattori predittivi più rilevanti sulla prognosi funzionale risultano senza dubbio il livello di amputazione e la mono o bilateralità. In generale si può affermare che in un soggetto con una patologia monolaterale di arto superiore l'arto residuo diviene quello dominante e la protesi è frequentemente da considerarsi come elemento di aiuto, di completamento per lo schema corporeo sia in termini di estetica che in termini di riequilibrio dei pesi. In un soggetto con patologia bilaterale di arto superiore, la protesi diventa un elemento necessario ed indispensabile per lo svolgimento di funzioni. Altri fattori influenti risultano essere sia l'età che la capacità di apprendimento; nel caso dell'età pediatrica è auspicabile una protesizzazione quanto più precoce possibile, attendendo i due-tre anni di età per affrontare un programma di istruzione all'uso di una protesi mioelettrica. Per il neonato e fino all'età di un anno e mezzo ci si orienta verso il confezionamento di protesi passive che permettano la presa bimanuale e quindi attività quali prendere una palla, tenere il biberon ecc; nelle protesi elettromeccaniche la presa generalmente non è più a pinza come nell'adulto, ma a "chela di granchio". Il limite nella popolazione pediatrica risulta essere il peso eccessivo della protesi, anche se alcune aziende, come ad esempio la Otto Bock, hanno prodotto mani di peso pari a soli 160g (esempio Mano mioelettrica 2000 per bambini) (www.ottobock.it).

Come per l'arto inferiore, una buona riuscita del programma protesico è vincolata alle condizioni del moncone; esso deve risultare correttamente stoffato, evitando eccessi di tessuti molli o salienze ossee prominenti. Mediante la tecnica dell'osteomioplastica si cerca di realizzare un moncone in grado di assicurare un buon equilibrio tra la forza estrinsecata dai muscoli agonisti e antagonisti, così da svolgere la corretta funzione di "motore della protesi".

La corretta conformazione del moncone viene ottenuta applicando quotidianamente dei bendaggi elastici a otto, alla stregua di come si procede per l'arto inferiore; allo stesso modo deve essere limitata al minimo la presenza di contratture, retrazioni, rigidità articolari e ipotrofia muscolare. Per tale motivo risultano indispensabili un corretto posizionamento e una mobilizzazione precoce dell'arto nella fase post chirurgica, evitando in particolare la rigidità in flessione di gomito e la retrazione in adduzione della spalla. Merita inoltre una corretta gestione la frequente presenza di arto fantasma doloroso o di moncone doloroso (Braddom, 2005).

5. Prescrizione delle protesi di arto superiore

Lo standard internazionale ISO 9999 identifica le protesi di arto superiore nella classe 06.18, suddividendole secondo il livello di amputazione come presentato nella tabella seguente (con riferimento a quanto rilevabile nel sito del Ministero della Salute):

06 18 03	Protesi di dito e amputazione parziale di mano
06 18 06	Protesi per disarticolazione di polso
06 18 09	Protesi per amputazione trans radiale
06 18 12	Protesi per disarticolazione di gomito
06 18 15	Protesi per amputazione trans omerale
06 18 18	Protesi per disarticolazione di spalla
06 18 21	Protesi per amputazione interscapolotoracica

Tabella 2 (modificata da: Nomenclatore tariffario delle protesi. In:

www.ministerosalute.it/imgs/C_17_bacheca_6_listaelencodocumenti_elenco1_listadocumenti_documento1_lista_file0_linkfile.doc).

Le protesi di arto superiore vengono fornite agli utenti aventi diritto, previa prescrizione da parte del medico prescrittore e successiva autorizzazione. Nel Nomenclatore Tariffario sono incluse sia le protesi estetiche, le cinematiche che le mioelettriche. Risultano escluse, e pertanto richiedono una compartecipazione alla spesa da parte del paziente, le mani protesiche dotate delle tecnologie più innovative, come ad esempio i sensori di temperatura, di forza e di velocità e le protesi con cinque dita articolate, come ad esempio la mano i-Limb della Touchbionics; quest'ultima soluzione prevede un contributo economico da parte del paziente indicativamente di 13000 €. Allo stesso modo non vengono inclusi nel Nomenclatore Tariffario i guanti cosmetici personalizzati, che arrivano a costare all'utente circa 3000 €, sia per amputazioni distali che prossimali.

Nelle tabelle sottostanti vengono presentate alcuni esempi di prescrizione protesica, per diverse tipologie di protesi e livello di amputazione, con codici e importi tratti dal Nomenclatore Tariffario:

CODICE	DESCRIZIONE	Q.tà	PREZZO	IMPORTO	IVA%
061821009	protesi amputazione spalla estetica	1	1.656,93	1.656,93	004
061815118	guanto di rivestimento cosmetico	1	122,36	122,36	004
061815130	polso con artic. sferica passiva	1	176,85	176,85	004
061815141	invasatura in mater. anallergico	1	104,82	104,82	004
061815136	invasatura ad aderenza totale	1	128,05	128,05	004
TOTALE IMPORTI €2.189,01			TOT. IVA €87,56	TOTALE PREVENTIVO €2.276,57	

Tabella 3 (Protesi estetica per amputazione di spalla)

CODICE	DESCRIZIONE	Q.tà	PREZZO	IMPORTO	IVA%
061815003	protesi transomerale tradizionale	1	1.397,08	1.397,08	004
061815118	guanto di rivestimento cosmetico	1	122,36	122,36	004
061815130	polso con artic. sferica passiva	1	176,85	176,85	004
061815141	invasatura in mater. anallergico	1	104,82	104,82	004
061815136	invasatura ad aderenza totale	1	128,05	128,05	004
TOTALE IMPORTI €1.929,16			TOT. IVA €77,17	TOTALE PREVENTIVO €2.006,33	

Tabella 4 (Protesi estetica per amputazione trans-omerale)

CODICE	DESCRIZIONE	Q.tà	PREZZO	IMPORTO	IVA%
061809018	protesi transradiali	1	692,12	692,12	004
061815118	guanto di rivestimento cosmetico	1	122,36	122,36	004
061815130	polso con artic. sferica passiva	1	176,85	176,85	004
061815141	invasatura in mater. anallergico	1	104,82	104,82	004
061815136	invasatura ad aderenza totale	1	128,05	128,05	004
TOTALE IMPORTI €1.224,20			TOT. IVA €48,97	TOTALE PREVENTIVO €1.273,17	

Tabella 5 (Protesi estetica per amputazione trans-radiale)

CODICE	DESCRIZIONE	Q.tà	PREZZO	IMPORTO	IVA%
061815063	protesi transomerale funz. energ.corp	1	1.812,36	1.812,36	004
061815169	guanto di rivestimento cosmetico	1	122,49	122,49	004
061815163	gancio funzionale con attacco	1	492,43	492,43	004
061815184	moltiplicatore di ampiezza	1	203,38	203,38	004
061815187	polso con articolazione attiva	1	533,28	533,28	004
061815193	invas. rivest. mate. anallergico	1	104,82	104,82	004
TOTALE IMPORTI €3.268,76		TOT. IVA €130,75		TOTALE PREVENTIVO €3.399,51	

Tabella 6 (Protesi trans-omerale ad energia corporea)

CODICE	DESCRIZIONE	Q.tà	PREZZO	IMPORTO	IVA%
061809063	protesi per disarticolazione di polso	1	6.627,76	6.627,76	004
061821190	articolazione pluriassiale sferica	1	915,55	915,55	004
061821193	batteria di riserva	1	230,36	230,36	004
061821181	rivest. totale mata. anallergico	1	111,52	111,52	004
061821169	guanto di rivestimento cosmetico	1	125,50	125,50	004
TOTALE IMPORTI €8.010,69		TOT. IVA €320,43		TOTALE PREVENTIVO €8.331,12	

Tabella 7 (Protesi mioelettrica per disarticolazione di polso)

6. Bibliografia

- Braddom RL. *Medicina fisica e riabilitazione*. Antonio Delfino Editore 2005, pp. 263-277.
- Brian MK et Al (2009): *Upper Limb Prosthetics*. In: <http://emedicine.medscape.com/>
<<http://emedicine.medscape.com/article/317234-overview>> (20/11/2009)
- Cavallari G, Costantino C. *Riabilitazione in esiti di amputazione degli arti superiori*. In: Trattato di Medicina Riabilitativa EMC I-26-270-A-15. Elsevier Masson 2006
- Davalli A, Sacchetti R (2009): *Protesi per arto superiore*. In: www.inail.it
<http://www.inail.it/cms/Medicina_Riabilitazione/Riabilitazione_e_reinserimento/Centro_Protesi/Protesi_arto_superiore.pdf> (20/11/2009)
- Doppen P, Solomons M, Kritzinger S: *Osseointegrated finger prostheses*. J Hand Surg Eur Vol. 2009 Feb;34(1):29-34
- Frontera WR, Silver JK. *Fondamenti di Medicina Fisica e Riabilitativa*. Verduci Editore 2004, pp.408-411
- Moscato TA et Al (2002): *Osseointegrazione nel trattamento dell'amputato digitale. Rieducazione pre e post protesica*. In: www.inail.it
<www.inail.it/cms/Medicina_Riabilitazione/Riabilitazione_e_reinserimento/Atti_IV_Convegno_Ottobre2002/moscato.doc> (07/12/2009)
- Näder M. *Otto Bock Manuale protesi - Protesi per arto superiore*. Schiele & Schön 1990.
- Sacchetti R (2009): *Protesi mioelettriche*. <www.tiresias.bio.unipd/Brixen/Brixen_01/abstract/Sacchetti.html> (20/11/2009)
- Pierini A et Al (2006): *Registro Nazionale Malattie rare: malformazioni congenite e acido folico*. In: www.iss.it <<http://www.iss.it/binary/publ/cont/06-34.1164710481.pdf>> (20/11/2009)

Sitografia

- www.hosmer.com/
- www.liberatingtech.com/
- www.ottobock.it
- www.rslsteeper.com/
- www.touchbionics.com/
- www.utaharm.com/
- www.ministerosalute.it/imgs/C_17_bacheca_6_listaelencodocumenti_elenco1_listadocumenti_documento1_listafila_file0_linkfile.doc
- www.lsw.n.it/robotica/schede/2009/progetto_innovativo_life_hand_mano_biomeccatronica