

Sommario

- ▶ Carrozine
- ▶ Protesi esterne – introduzione
- ▶ Protesi per arto superiore
- ▶ Protesi per arto inferiore

Carrozze

Sono classificate in base alla TRAZIONE :

Manuali

Elettriche

Oppure in base alle CARATTERISTICHE TECNICHE:

pieghevole “standard”

leggera

superleggera

posturale

per emiplegia

per bambini

da bagno

.....



Carrozze manuali

CARROZZINE MANUALI

ausili puramente meccanici, non prevedono l'uso di motori o batterie

ELEMENTI STRUTTURALI ESSENZIALI:

telaio

sedile

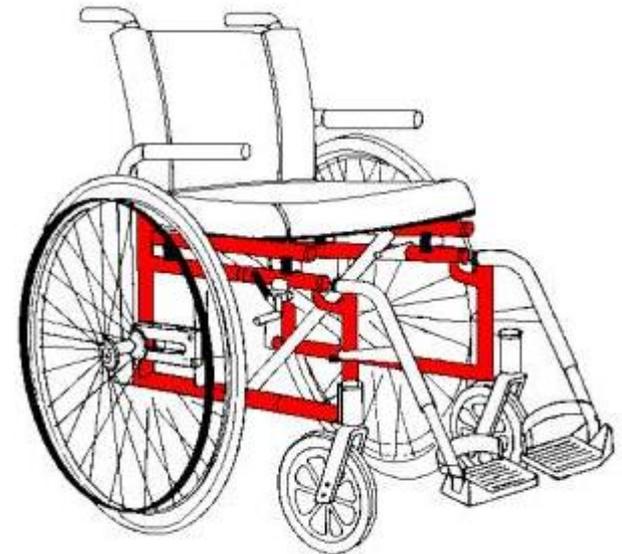
schienale

poggiapiedi

sistema di guida

accessori vari

Il **TELAIO** è l'impalcatura della carrozzina, raccorda e sostiene gli altri componenti (ruote, sistemi di postura, accessori). Nelle diverse carrozzine i telai si differenziano per caratteristiche tecniche, materiale, misure.



Carrozze manuali

Sedile, schienale e appoggiatesta costituiscono il **SISTEMA DI POSTURA**.

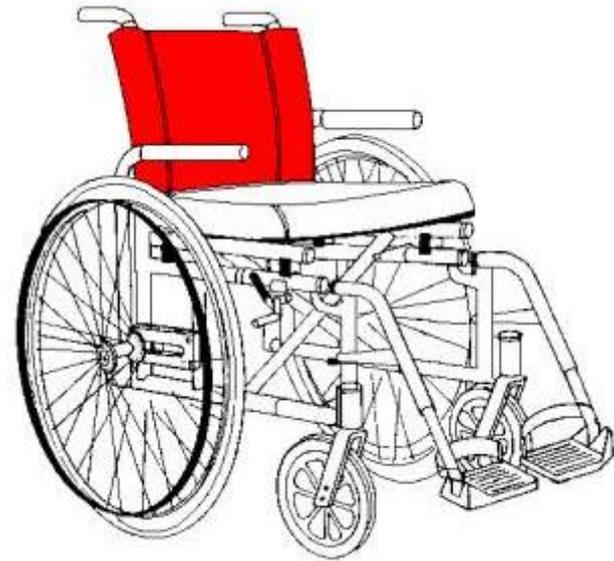
Il sistema deve garantire alla persona il confort adeguato, eliminare (o ridurre al minimo) i rischi di danni da mal posizionamento e di piaghe da decubito.

Dal **SEDILE** dipende buona parte dell'assetto della persona e dell'autospinta. Le dimensioni devono essere adatte al bacino dell'utente, e deve sostenere le cosce in maniera tale da distribuire il peso nella maniera più uniforme possibile



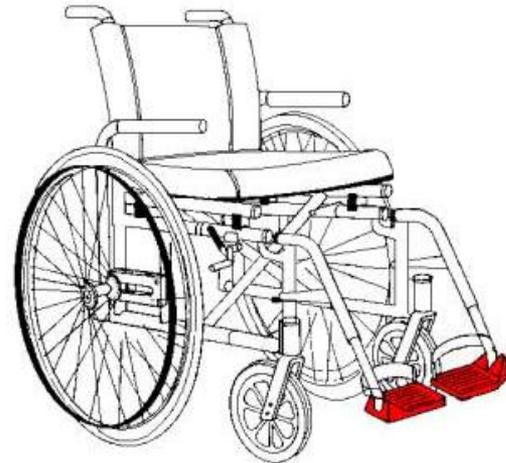
Carrozze manuali

Lo **SCHIENALE** deve consentire di mantenere una postura comoda, senza sforzo. Devono essere pertanto controllate l'altezza, l'inclinazione e il materiale dello stesso. Lo schienale deve garantire un corretto allineamento della colonna vertebrale ma spesso deve sostenere eventuali deformità.



Carrozze manuali

Il **POGGIA PIEDI** è una parte importante. Non serve solo da appoggio, ma contribuisce a determinare l'assetto finale della postura. Una pedana scorretta non consente il posizionamento adeguato. E' quindi necessario fare attenzione a scegliere una pedana unica o doppia, alzabile o chiudibile, pensando anche all'agilità nei trasferimenti o all'eventuale spasticità.



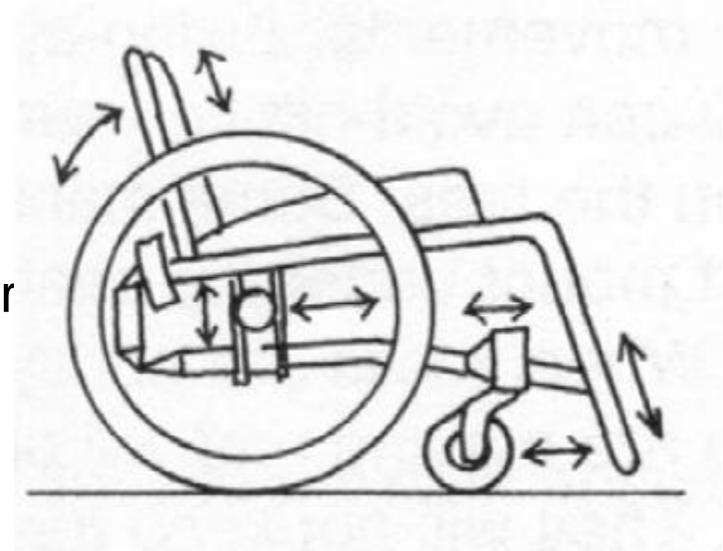
Carrozze manuali

ADATTABILITA'

E' fondamentale se la carrozzina rappresenta l'unico o prevalente mezzo di spostamento

L'adattabilità dipende da:

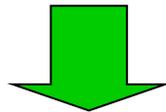
- ▶ variabili di allestimento
- ▶ misure disponibili
- ▶ regolabilità dei componenti per la postura
- ▶ regolabilità dell'assetto



Carrozze manuali

CARROZZINA STANDARD

- ▶ Basso costo
- ▶ Adattabilità minima della postura
- ▶ Adattabilità nulla per la locomozione
- ▶ Qualità meccaniche scarse



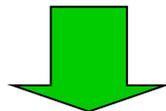
Adatte per un uso temporaneo o sporadico



Carrozze manuali

CARROZZINA LEGGERA

- ▶ Medio costo
- ▶ Adattabilità discreta/buona della postura
- ▶ Adattabilità discreta/buona per la locomozione
- ▶ Qualità meccaniche medie

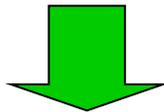


Adatte per un uso regolare, devono essere personalizzate

Carrozze manuali

CARROZZINA SUPERLEGGERA

- ▶ Alto costo
- ▶ Adattabilità ottima della postura
- ▶ Adattabilità ottima per la locomozione
- ▶ Qualità meccaniche ottime



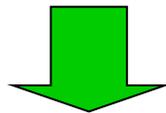
Adatte per un uso regolare, assiduo e gravoso
Devono essere personalizzate



Carrozze manuali

CARROZZINA POSTURALI

- ▶ Uniscono basculamento e reclinazione
- ▶ Sono accoglienti, stabilizzanti
- ▶ E' disponibile in diverse misure
- ▶ Ha grande disponibilità di allestimenti ed accessori



Adatte per un uso regolare, assiduo e gravoso
Devono essere personalizzate

Carrozze manuali

CARROZZINA PER EMIPLEGICI

I sistemi a monoguida:

- ▶ per molti utenti sono difficili da usare
- ▶ appesantiscono e complicano la carrozzina
- ▶ troppo costosi



L'alternativa è l'utilizzo della carrozzina leggera predisposta per l'autospinta a piede

Carrozzine

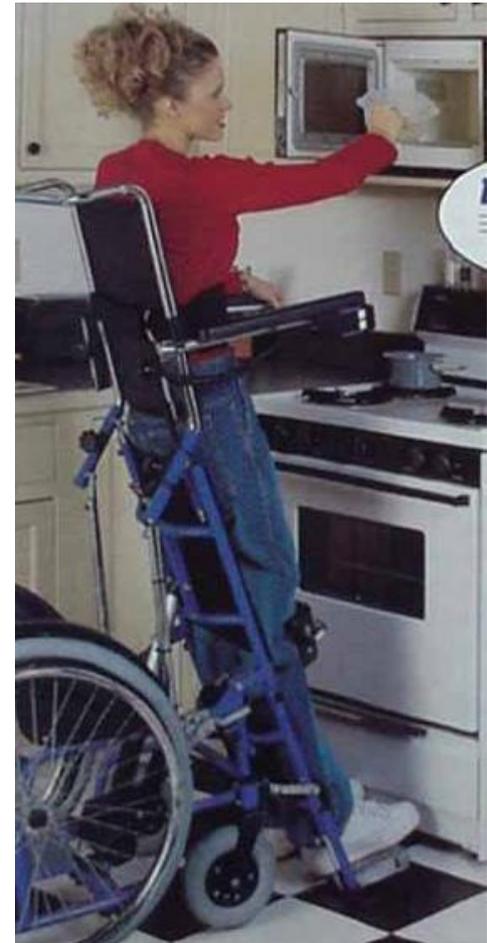
CARROZZINA DA VERTICALIZZAZIONE

Le carrozzine da verticalizzazione sono usate per scopi terapeutici o per funzionalità.



Sono pesanti ed ingombranti

Necessitano di un buon controllo posturale e motorio dell'utente



Carrozzine elettriche

CARROZZINE ELETTRICHE

Le carrozzine elettriche sono un ausilio indispensabile per **coloro che non sono in grado di spingersi autonomamente**, per chi soffre di **gravi limitazioni motorie agli arti superiori**.

Anche in questo caso l'ausilio deve permettere alla persona disabile di raggiungere un buon grado di autonomia e pertanto di poter svolgere in modo indipendente una serie di attività personali e sociali senza dover dipendere dagli altri.

Velocità	Autonomia	Pendenza	Peso
6-12 km/h	20-30 km	15-20 %	60-70 kg



Carrozzine elettriche

AMBIENTI DI UTILIZZO

Le carrozzine elettriche destinate all' interno sono molto diverse da quelle per l'uso esterno.. I modelli per esterno sono in grado di percorrere terreni accidentati, superare grandi pendenze e dislivelli. Gli ausili per intero invece hanno dimensioni minori, ruote più piccole e sono adatte per muoversi agevolmente in casa e su superfici piane.

GUIDA DELLA CARROZZINA

I sistemi di guida sono molto vari. L'utente può comandare la carrozzina anche tramite un joystick sotto il mento o dietro la nuca, pertanto è indispensabile effettuare delle prove e osservare come sia possibile sfruttare meglio le capacità residue.



Carrozze elettriche

POSTURA

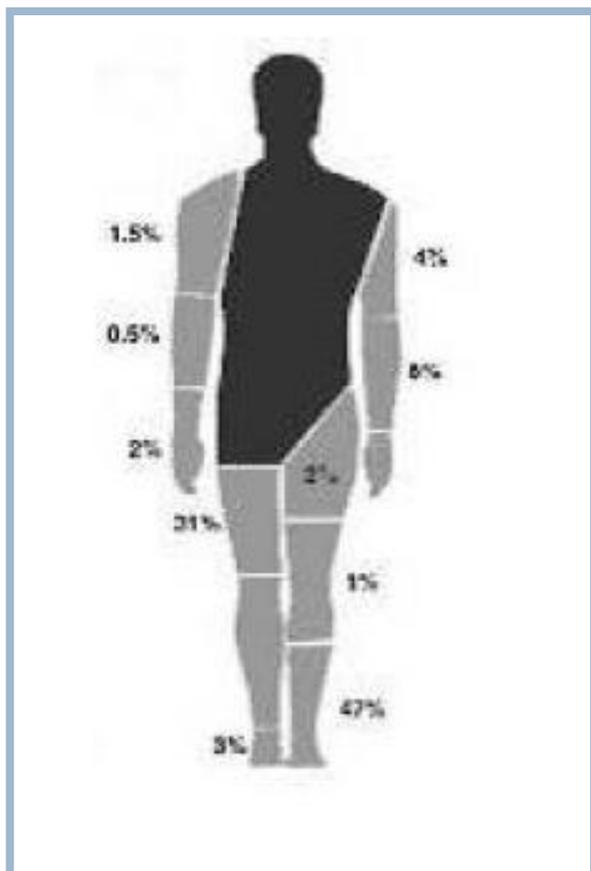
Molto spesso chi si muove con una carrozzina elettrica non ha la capacità di mantenere il controllo sulla posizione seduta. E' quindi tenere in considerazione gli spostamenti dovuti alla velocità e alle frenate. I modelli più avanzati permettono di elevare o reclinare il sedile, per modificare la posizione durante l'arco della giornata e dare così sollievo alle zone del corpo sottoposte a elevata e prolungata pressione.



SCOOTER....



Incidenza



Casi 1999	Casi 2000	Casi 2001	Casi 2002	Localizzazione
2582	2792	2925	3058	ARTO SUPERIORE
10556	10766	10418	11209	ARTO INFERIORE
13138	13558	13343	14267	TOTALI

Livello di amputazione	Percentuale
Interscapolotoracica/ disarticolazione di spalla	1,5
Transomerale	4
Disarticolazione di gomito	0,5
Transradiale	8
Mano	2
Emiplevectomia/ disarticolazione d'anca	2
Transfemorale	31
Disarticolazione di ginocchio	1
Transtibiale	47
Disarticolazione caviglia /syme	3

Informazioni generali

La riabilitazione mediante arto protesico ha lo scopo principale quello di attenuare l'impatto negativo che l'amputazione crea sulla qualità della vita del disabile, restituendo così le funzioni fondamentali per garantire una buona autonomia operativa.

Programma riabilitativo:

- ▶ analisi delle esigenze dell'utente
- ▶ individuazione e costruzione della protesi
- ▶ addestramento all'uso
- ▶ verifica dei risultati

Informazioni generali

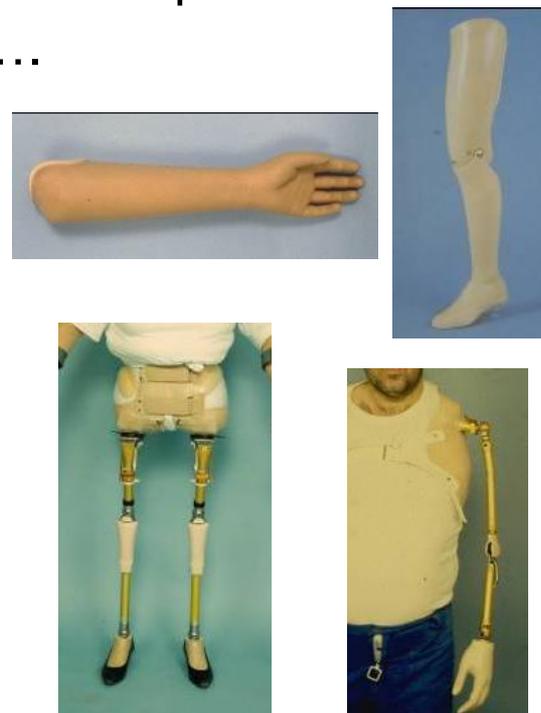
PROTESI

Dispositivo artificiale che sostituisce completamente o parte di un arto, a seconda del livello di amputazione.

La protesi deve essere costruita tenendo conto della corporatura del paziente, dell'altezza, dell'età, dell'attività fisica....

Protesi tradizionale o **esoscheletrica**: pareti rigide esterne, con funzioni portanti e con cosmesi simili all'arto fisiologico.

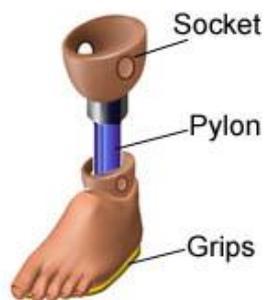
Protesi modulare o **endoscheletrica**: struttura portante interna di tipo tubolare e modulare, parte cosmetica esterna in materiale morbido



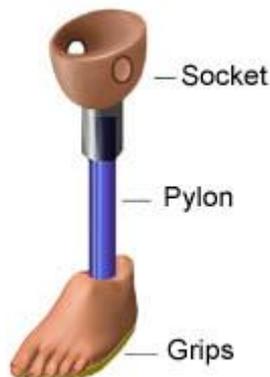
	Potenza massima richiesta (W)		
	Anca	Ginocchio	Caviglia
Deambulazione in piano	100	75	320
Salita di scale	120	230	215

Protesi arto inferiore

La protesi di arto inferiore varia a seconda del livello di amputazione:



Portesi di piede



Portesi transtibiale



Portesi transfemorale

In generale presenta alcune parti fondamentali:

- ▶ piede artificiale
- ▶ parti di collegamento
- ▶ eventuali articolarietà di ginocchio e anca
- ▶ invasatura

Protesi arto inferiore

INVASO

Elemento di collegamento fra amputato e protesi. Tanto migliore è il contatto moncone e invaso, tanto maggiore sarà la controllabilità della protesi stessa.

L'invasatura di protesi di arto inferiore presenta aree dedicate per sostenere il peso corporeo e altre aree che assolutamente non devono essere sottoposte a pressioni.

L'invaso viene mantenuto in posizione grazie ad un effetto di depressione che si genera tra moncone e invaso



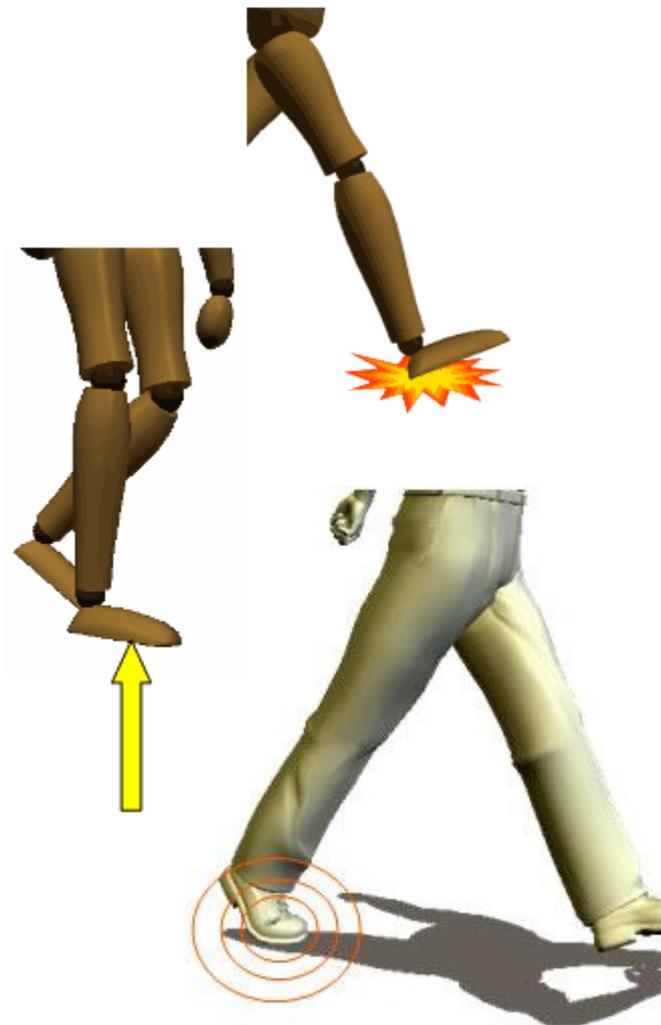
Protesi arto inferiore

PIEDE - CAVIGLIA

Consente un appoggio ed un supporto in postura eretta o durante il cammino. Inoltre il complesso piede e caviglia devono provvedere

- ▶ smorzamento degli urti
- ▶ propulsione durante le varie fasi del cammino
- ▶ assicurare stabilità

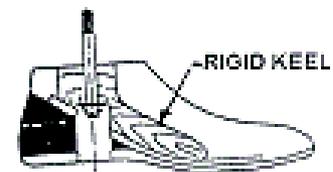
Sia su terreno regolare che su terreno irregolare



Protesi arto inferiore

PIEDE – CAVIGLIA

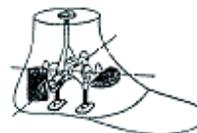
▶ piede non articolato (such solid-ankle-cushion-heel)



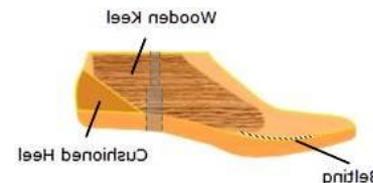
▶ piede articolato



Single-Axis Foot



Multiaxis Foot



▶ elastic keel



Copyright OttoBock Healthcare

▶ piede dinamico



Protesi arto inferiore

GAMBA

Collega l'invaso al ginocchio con il complesso funzionale del piede

Nelle protesi endoscheletriche è costituita da un puntone centrale. Tale soluzione rende possibile regolazioni e riallineamenti della protesi.

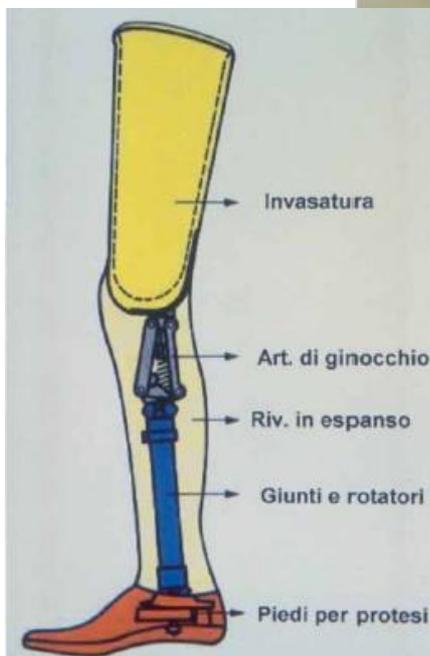
Nelle protesi esoscheletriche la gamba è costituita dal guscio esterno. In questo caso però non ho possibilità di regolazione e di allineamento degli arti.



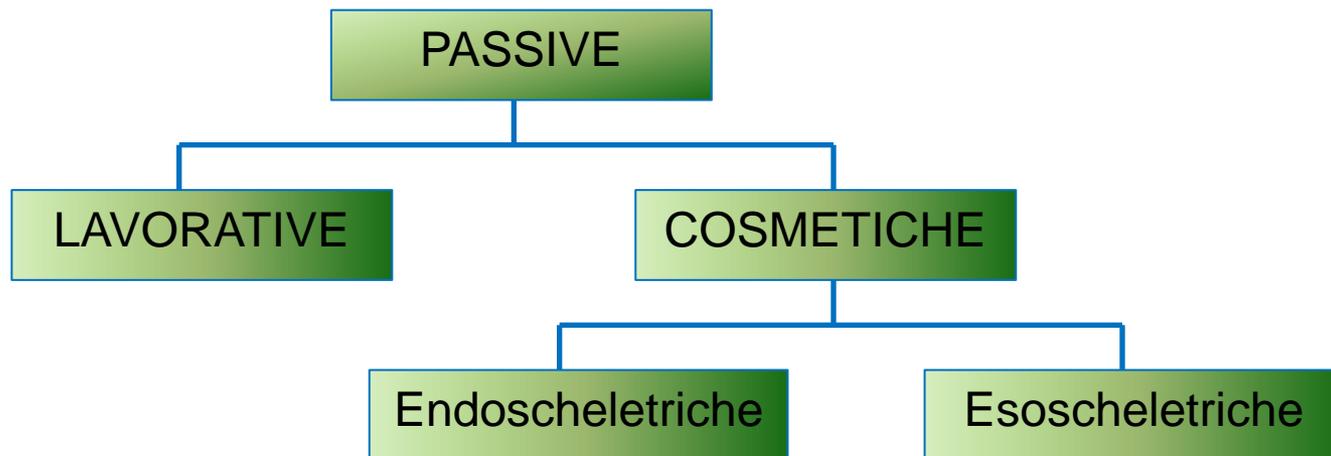
Protesi arto inferiore

GINOCCHIO

- ▶ a freno automatico o frizione
- ▶ a controllo idraulico
- ▶ a controllo pneumatico
- ▶ ad articolazione libera



Protesi arto superiore



- ▶ invasatura
- ▶ parti di collegamento
al polso
al gomito
alla spalla
extrarticolari
- ▶ mano

Protesi arto superiore

INVASO

parte importante della protesi, poiché deve essere a contatto totale con il moncone per una maggiore controllabilità della protesi

Può essere integrata con comandi di controllo



Protesi arto superiore

PARTI DI COLLEGAMENTO

al polso
al gomito
alla spalla
extrarticolari



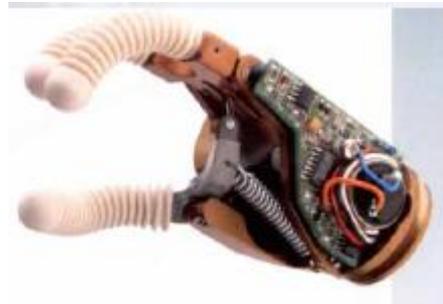
Protesi arto superiore

MANO

▶ estetica



▶ funzionale



Protesi per arto superiore

La protesizzazione dell'arto superiore si presenta di norma particolarmente complessa perché oltre a ricercare una **cosmesi** ottimale, frequentemente si ricerca una **funzionalità** non semplicemente raggiungibile.

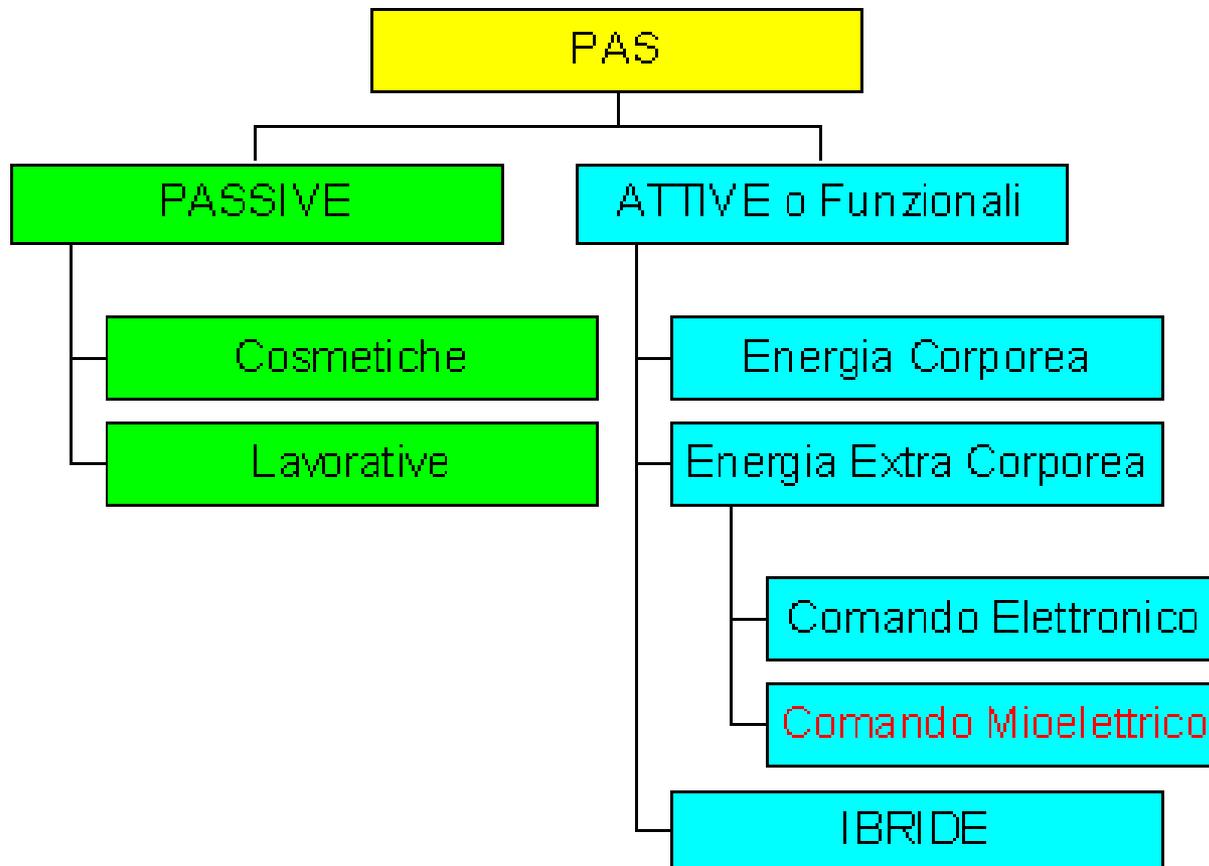


Le funzioni realizzabili dalla mano umana sono incredibilmente complesse: la sua **prensilità** si adegua di volta in volta alla forma dell'oggetto, ne riconosce la **forma**, la **superficie**, la **temperatura**, può manipolarlo con una grandissima **destrezza**. E' impensabile immaginare di replicare tutte queste funzioni.

Le mani funzionali attualmente disponibili riescono solamente a realizzare una presa di un oggetto del tipo a **pinza**, a **chele** di granchio o a **ganasce** parallele.

Una protesi, a seconda del livello di amputazione, deve anche cercare di replicare le **articolari** a livello di **polso**, **gomito** e **spalla**.

Protesi per arto superiore



Protesi passive

Le protesi **cosmetiche o estetiche** hanno come fine la ricostruzione di una buona cosmesi nell'ottica di ripristinare una integrità corporea che si è persa.

Possono essere applicate a partire dall'amputazione parziale di dito, di mano, disarticolazione di polso, amputazione transradiale, disarticolazione di gomito e amputazione transomerale.



La protesi estetica, che ha senso per il solo amputato monolaterale, in realtà pur essendo passiva, riveste una **funzionalità intrinseca**, che si esplica attraverso la possibilità di presa cosiddetta “bimanuale”.

Le amputazioni parziali di dita, totali di dita e parziali di mano (a livello metacarpale), possono essere protesizzate solo con protesi cosmetiche e lavorative passive e generalmente con non buoni risultati. Per questi livelli di amputazione, molto traumatizzanti anche sotto l'aspetto psicologico del soggetto, ha senso costruire una protesi solo se non è presente una pinza prensile ricavata dalle dita residue oppure se la non applicazione di protesi può comportare una deviazione delle dita residue rispetto al loro asse mediano.

Protesi attive ad energia corporea

Funzionalità limitata alle operazioni di apertura della mano o di un gancio (la chiusura avviene per effetto di una molla), di flessione estensione e bloccaggio di un eventuale gomito artificiale.

Movimenti attuati attraverso opportuni cavi e bretellaggi disposti dorsalmente alle spalle a mò di otto e che vengono posti in trazione attraverso definiti e combinati movimenti del moncone, di anteponimento delle spalle e di estensione del collo/capo rispetto al tronco fermo.

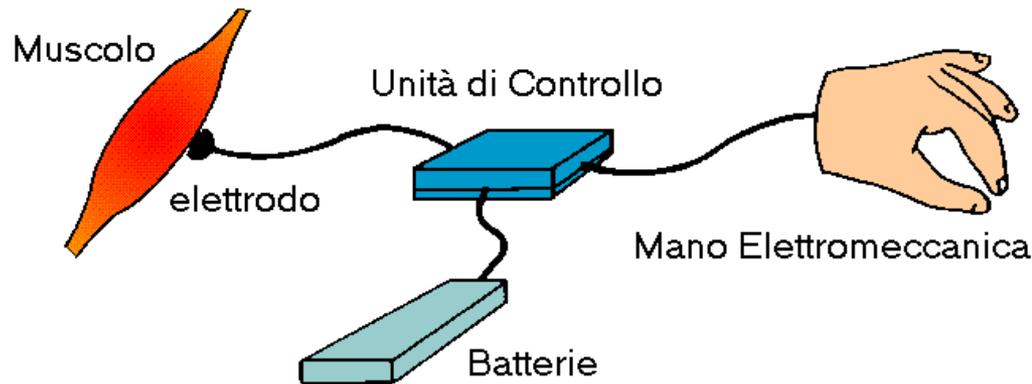


Importante sia un trattamento fisiokinesiterapico di preparazione sia un trattamento di riabilitazione post-protesico che ne insegna il corretto utilizzo.

Possono essere applicate a partire dalla disarticolazione di polso sino al livello transomerale, terzo medio.

Protesi funzionali robuste e affidabili, per attività anche di tipo “pesante” (agricoltura) e svolte in contesti con scarsa assistenza o addirittura privi di energia elettrica.

Protesi mioelettriche

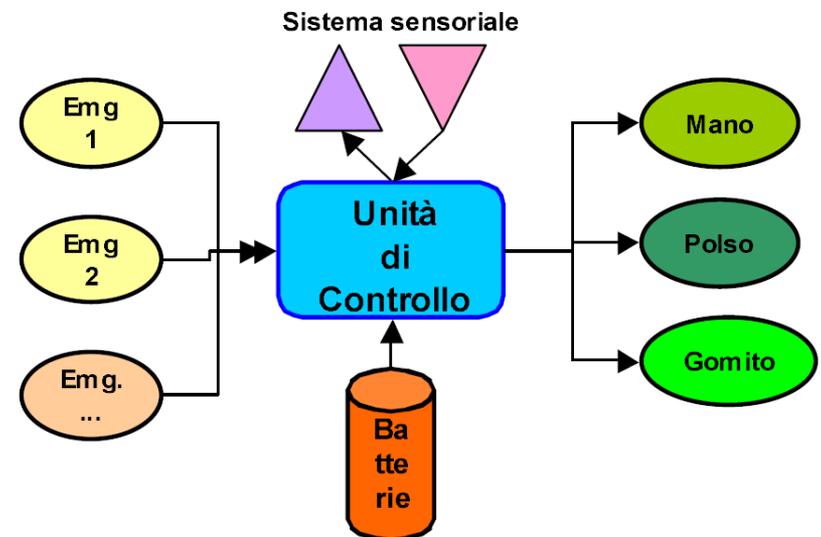
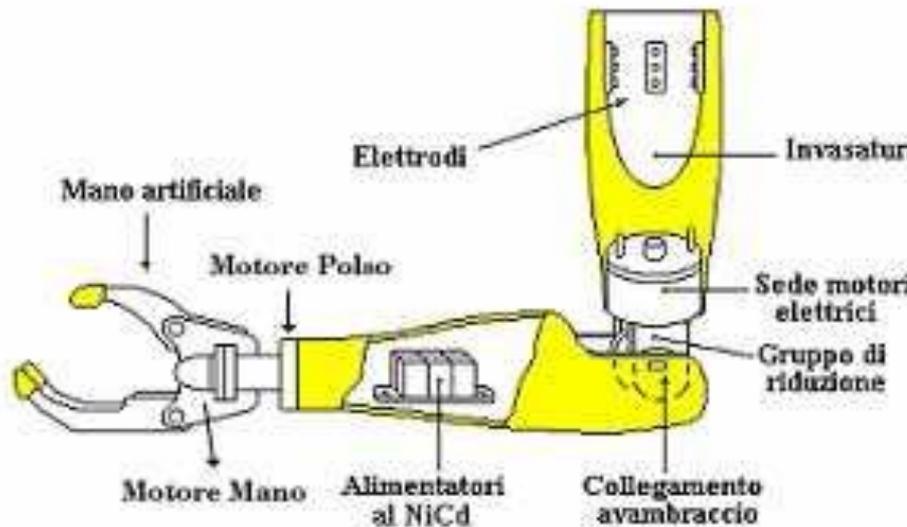


Elettrodi superficiali posti all'interno dell'invasatura a contatto con la cute del moncone rilevano il segnale elettromiografico generato a seguito di una contrazione isometrica della fascia muscolare sottostante.

Il segnale viene prima amplificato, poi elaborato da un'unità di controllo che, sulla base di un algoritmo, definisce quale movimento attuare.

Protesi mioelettriche

Possibile controllare fino a 3 motori elettrici, si può determinare: chiusura-apertura della mano, flessione-estensione del gomito, prono-supinazione del polso.



Protesi mioelettriche

- ▶ Per attuare ogni singolo movimento il paziente contrae una fascia muscolare sulla quale è posto un elettrodo; condizione necessaria è che siano disponibili segnali di ampiezza adeguata ed inoltre che il paziente riesca a generarli in modo indipendente uno dall'altro.
- ▶ Il paziente deve imparare a controllare le funzioni della protesi contraendo muscoli che fisiologicamente avrebbero una funzione diversa.
- ▶ Per controllare due movimenti complementari (es. apertura-chiusura mano) il paziente deve essere capace di attivare un muscolo per volta, altrimenti il controllo riceve due segnali contrastanti.
- ▶ Per il caso più complesso (6 funzioni attive) sarebbero necessari 6 fasce muscolari controllabili indipendentemente.
- ▶ L'esperienza mostra che in un amputato transomerale sono di solito individuabili solo 4 segnali distinti; in questo caso si adottano logiche di controllo particolari (es. individuazione ciclica del motore da comandare).

Funzioni speciali

Le funzioni dell'arto naturale non si limitano all'afferraggio e spostamento di oggetti.

Altre funzioni: valutazione di peso, consistenza, rugosità, temperatura ...

Regolazione della forza

Alcune versioni generano una forza di presa proporzionale all'intensità del segnale mioelettrico.

Sensorizzazione e bio-feedback

A livello prototipale è possibile integrare sensori che trasmettono al moncone sensazioni termiche, vibratorie e pressorie che cercano di ricreare le sensazioni dell'arto sano.

Attualmente alcune versioni commerciali dispongono di sensorizzazione vibrotattile.



Protesi per amputati transfemorali

Protesi in appoggio

Il ginocchio deve mantenere l'angolo di massima estensione, tranne nell'ultima fase di scarico in cui il ginocchio deve flettersi.

H : centro dell'anca.

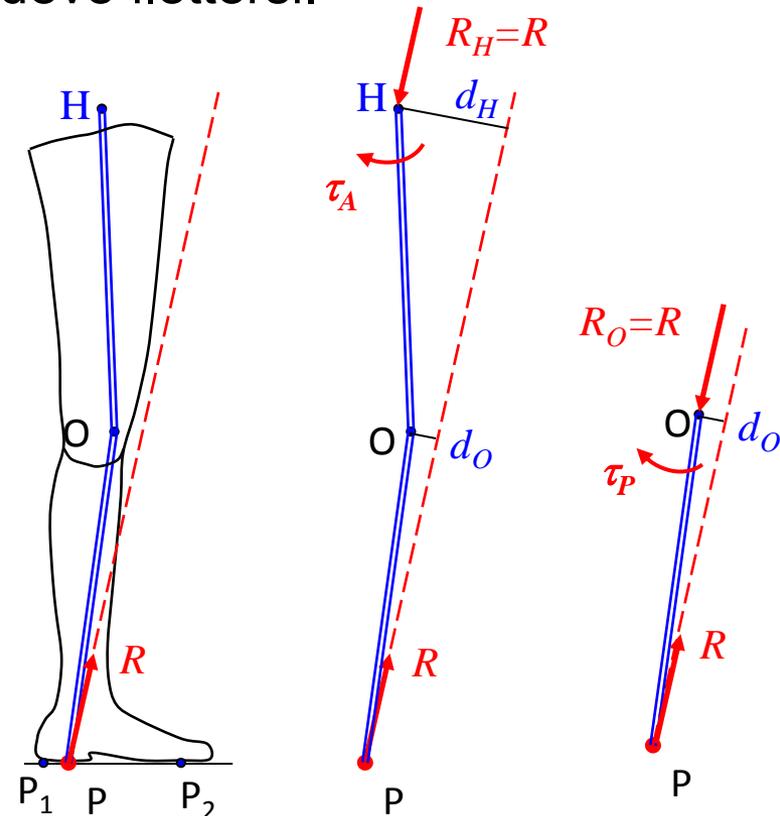
O : centro di rotazione relativa gamba-invasatura

P : punto di applicazione della forza **R** del terreno sul piede. Durante la fase di appoggio P si sposta dal calcagno alle teste metatarsali.

τ_P : momento di reazione del ginocchio; in assenza di elementi frenanti, il momento è fornito dalla sola reazione di fine-corsa di un riscontro meccanico

τ_A : azione muscolare all'anca.

d_H : braccio della forza **R**. E' rappresentativo del momento muscolare all'anca



Protesi per amputati transfemorali

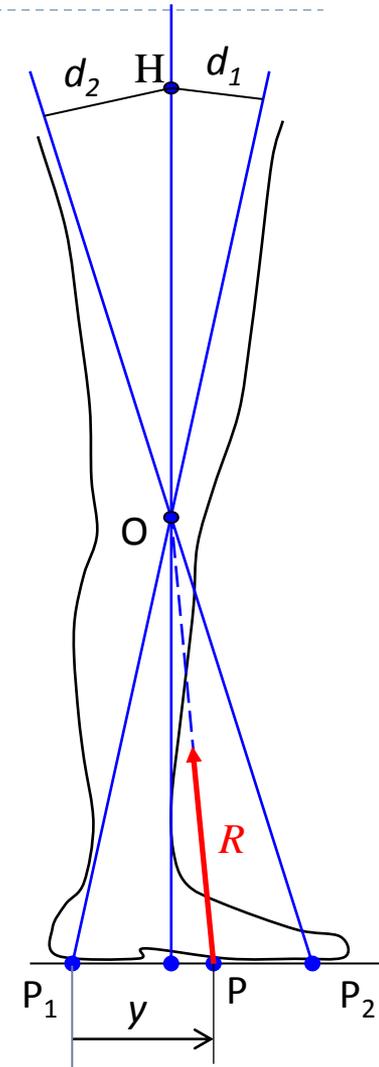
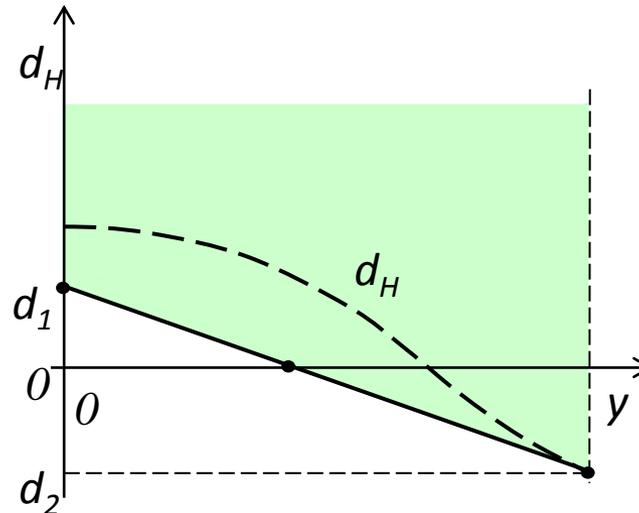
Protesi in appoggio

Per la stabilità in appoggio occorre che al variare di y il ginocchio fornisca sempre un momento di reazione:
(R passa a destra di O , al limite passa per O)

Grafico di controllabilità

La direzione della forza R è determinata dal valore del braccio d_H che il paziente è in grado di generare all'anca.
 d_H positivo significa un'azione muscolare di estensione, e viceversa.

Occorre che d_H rimanga sempre nella zona colorata al di sopra della linea limite.

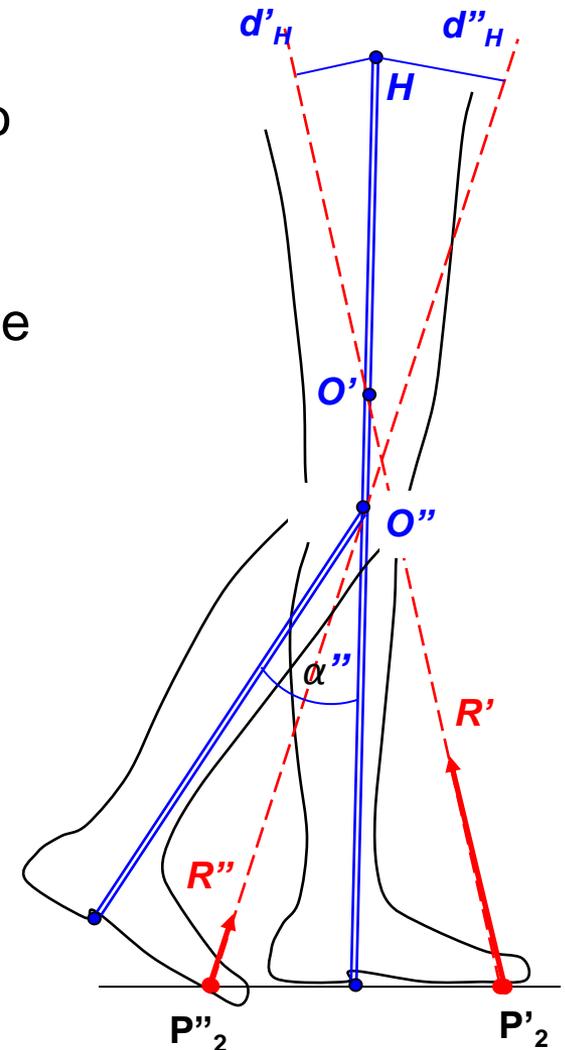
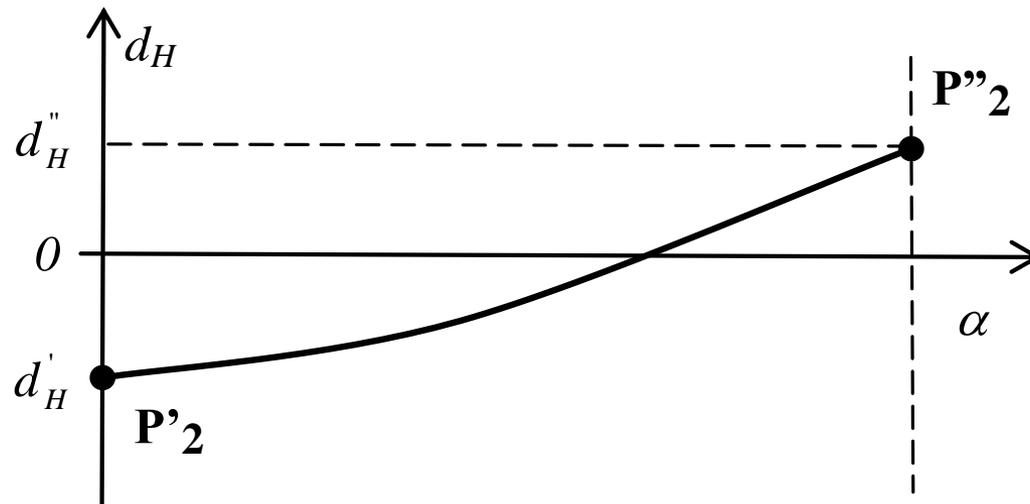


Protesi per amputati transfemorali

Fase di scarico (pre-pendolamento)

Segue la fase di appoggio pieno, in cui il ginocchio si mantiene alla massima estensione.

Nella fase di scarico il ginocchio deve flettersi facendo variare l'angolo α (un arto normale si flette di circa 20°).



Protesi per amputati transfemorali

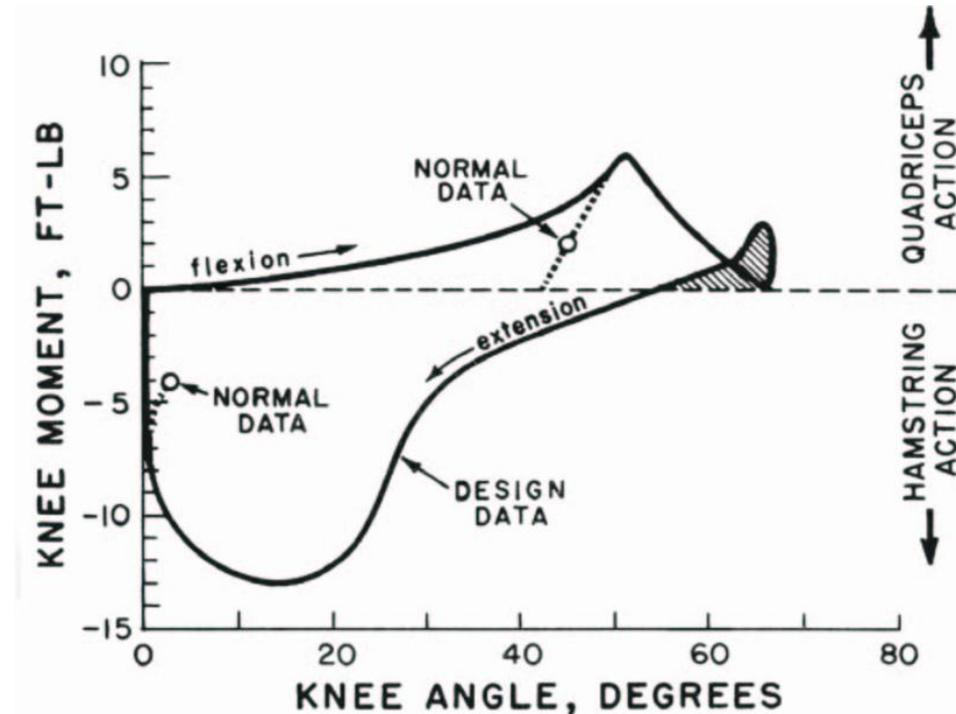
Protesi in pendolamento

Forza del terreno nulla. Protesi soggetta a *moto balistico* causato dal movimento del moncone.

Obiettivo: far pendolare gamba e piede nel modo più naturale possibile, cioè con una definita traiettoria e velocità.

Il meccanismo del ginocchio deve generare una coppia in grado di imitare l'azione dei muscoli della coscia di un arto normale.

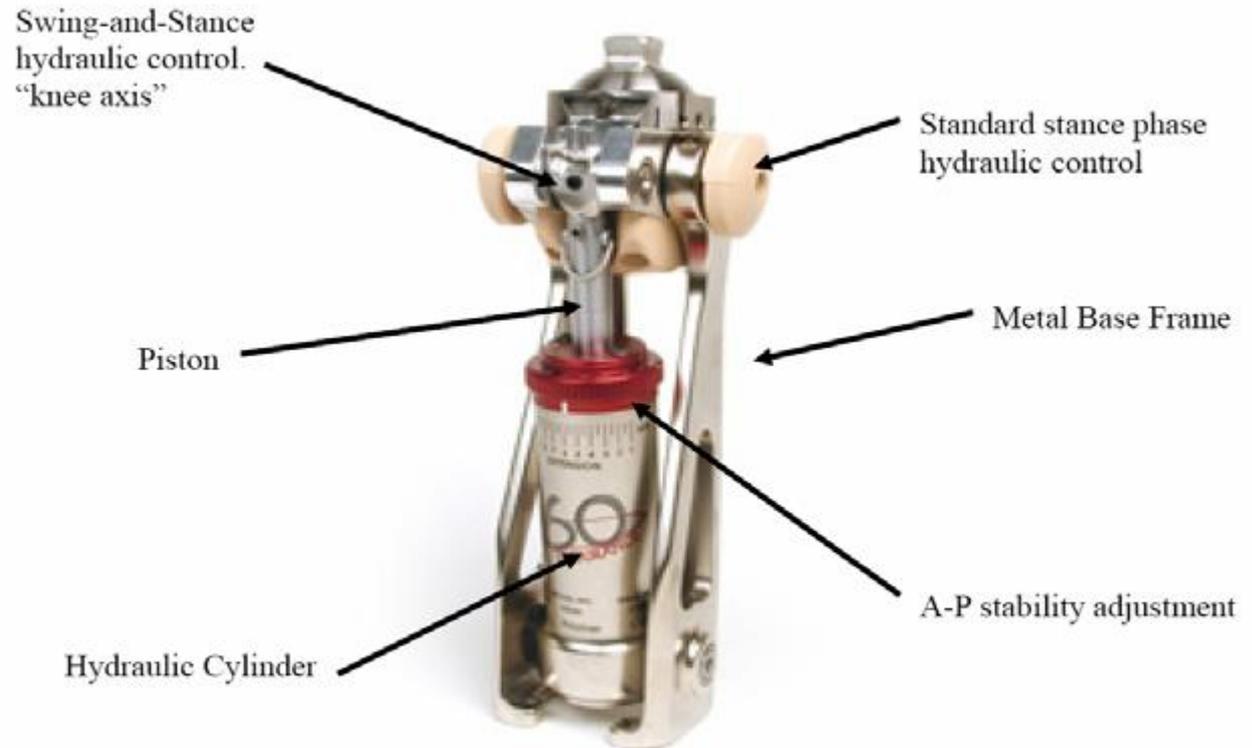
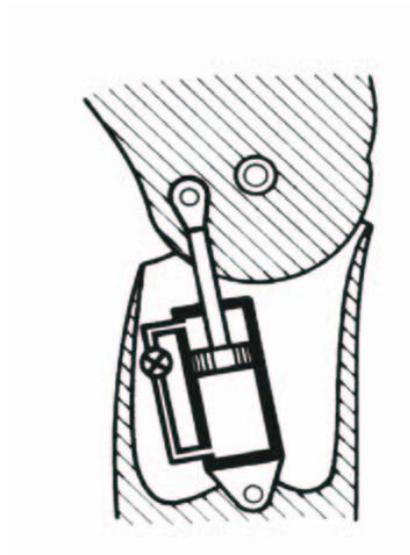
In questa fase i muscoli esercitano quasi esclusivamente un'azione frenante sulla gamba (contrazione eccentrica), a contrastare i movimenti di flessione ed estensione



Momento del ginocchio agente sulla gamba durante il pendolamento, in una deambulazione lenta.

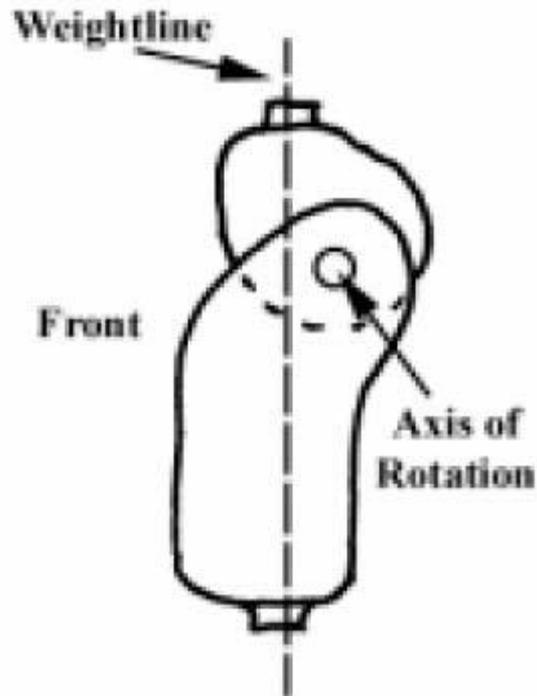
Il ginocchio meccanico

Nella deambulazione in piano l'azione del ginocchio meccanico può essere puramente resistiva, realizzata ad esempio tramite una cartuccia idraulica o pneumatica.



Il ginocchio meccanico

Può essere a singolo asse di rotazione (monocentrico) oppure realizzato con un diverso meccanismo articolato (policentrico)



Ginocchio monocentrico



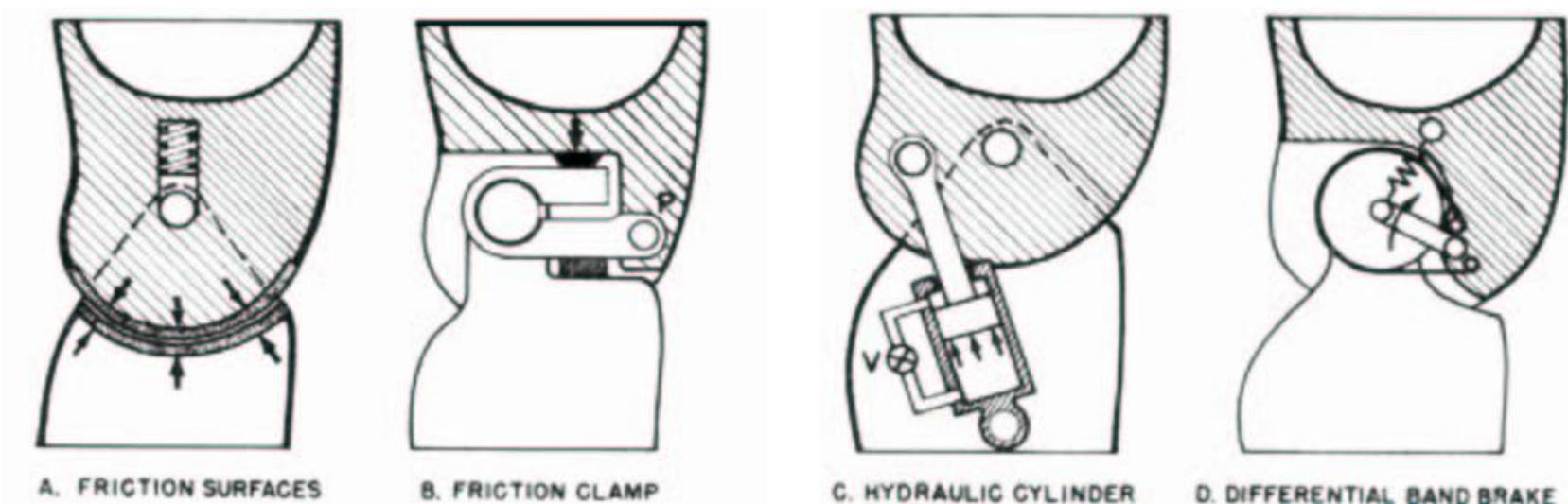
Ginocchio policentrico

Il ginocchio meccanico

Per svolgere le funzioni richieste in tutte le fasi del cammino, il ginocchio, oltre ad un fine-corsa meccanico che limita l'estensione, può essere dotato di dispositivi di freno e di blocco; ad esempio:

- ▶ *meccanismi ad attrito* per frenare/bloccare il movimento sia in appoggio sia in pendolamento;
- ▶ *dispositivi a fluido* (idraulici o pneumatici) per lo stesso scopo.

Nelle soluzioni meccaniche il funzionamento di tali dispositivi è determinato solo dal *movimento* e dalle *forze* agenti nel sistema.



Il ginocchio bionico

Nelle protesi “intelligenti” il funzionamento del ginocchio è controllato da un *microprocessore*, che acquisisce ed elabora i segnali di opportuni sensori.

Sensori: posizione, velocità, forza, segnali mioelettrici, per ricavare informazioni su:

- ▶ fase del cammino;
- ▶ angolo di flessione del ginocchio;
- ▶ tempi delle singole fasi;
- ▶ velocità di deambulazione;
- ▶ condizioni del terreno;
- ▶

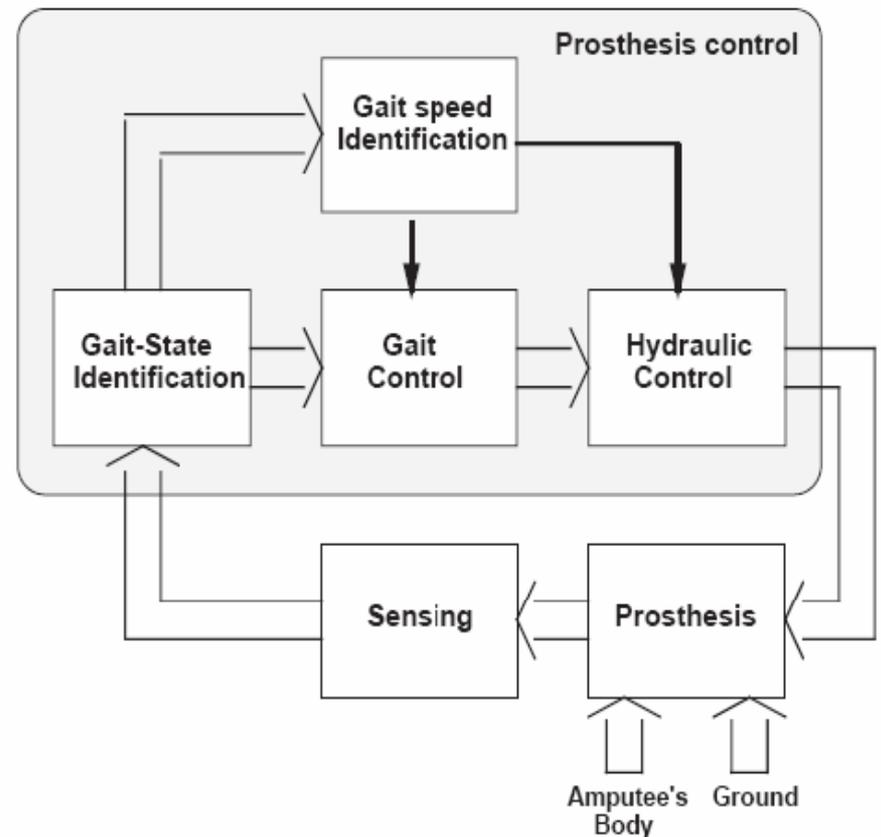


Il ginocchio bionico

Comandi emessi dal microprocessore: ad esempio *regolazione delle valvole* che controllano il fluido per smorzare/bloccare la flessione del ginocchio.

I comandi possono essere emessi anche sulla base di un confronto tra la situazione riconosciuta e un *modello dinamico del cammino* presente in memoria.

Se l'energia richiesta per il controllo automatico si esaurisce, la protesi deve garantire un *funzionamento sicuro*, anche se con prestazioni limitate.



Otto Bock - C-Leg

Controllo – algoritmo basato su database di migliaia di cicli del cammino, il SW valuta i dati forniti dai sensori e individua in che fase del ciclo si trova l'utente; permette di ottimizzare l'azione anche in condizioni di salita e discesa di rampe o scale e su terreni accidentati.

Sensore dell'angolo di ginocchio - misura in tempo reale l'angolo di flessione e la velocità.

Sensore di sforzo nella caviglia - disponibile aggiungendo un pilone inferiore, permette di individuare con maggiore precisione la fase del cammino in cui si trova l'utente.

Cilindro idraulico - controlla il movimento del ginocchio, generando un appropriato livello di resistenza alla flessione durante appoggio e pendolamento.

Struttura - in fibra di carbonio: leggera e resistente

Batteria - agli ioni di litio: autonomia di 40-45 ore.



Ossur - Rheo-Knee

Cilindro idraulico con **fluido magnetoreologico**, che varia la viscosità in funzione del campo magnetico indotto.

Sensori di forza e di movimento

Il controllo elabora i comandi sulla base dei segnali dei sensori e di un modello di riferimento.

Il modello viene aggiornato anche apprendendo automaticamente il cammino del soggetto.

Carico massimo: 125 kg

Peso: 1,52 kg

Angolo massimo: 120°



Otto Bock - Genium

Evoluzione del C-Leg

Batteria – ricaricabile ad induzione (anche attraverso i vestiti).

Giroscopio, accelerometro e sensore angolare – rilevamento di posizione, velocità e accelerazione nello spazio, misura in tempo reale dell'angolo e della velocità di flessione del ginocchio.

Sensore del momento nel ginocchio – per una migliore valutazione delle condizioni dinamiche della protesi

Pre-flessione fisiologica di 4° del ginocchio, controllata elettronicamente, al contatto del tallone al suolo, seguita da un contatto completo più rapido del piede protesico.

Controllo adattativo della flessione statica del ginocchio (yielding) fino a 17°, in funzione delle forze esterne.

Controllo dinamico della stabilità, in tutte le situazioni che si possono verificare durante l'appoggio, sulla base delle informazioni fornite dai sensori.

Controllo adattativo del pendolamento, alle varie velocità di deambulazione



Ossur – Symbionic leg

Combina un ginocchio Rheo Knee con una caviglia protesica attiva (Proprio Foot).

Durante il pendolamento si ha una dorso-flessione del piede, per ridurre il rischio di inciampo.

Durante la fase di appoggio l'angolo di caviglia viene adattato alla pendenza del terreno, per migliorare le condizioni di carico sul ginocchio e la sua risposta nel caso di salita e discesa di rampe.

Massimo peso del paziente: 125 kg

Peso della protesi: 3 kg

Altezza: 405 mm

Angolo massimo di flessione: 120°

Autonomia: 16-24 ore



Ossur - Power Knee

Prima protesi attiva per amputati transfemorali

Dotata di un servomotore elettrico in corrente continua nel ginocchio.

Sensori nella scarpa dell'arto sano per valutare la fase del cammino (giroscopi, sensori di forza e pressione). I segnali vengono elaborati e trasmessi alla protesi.

Peso: 2,7 kg (+ 0,5 batterie).

Angolo massimo di flessione: 120°

Frequenza operativa: 12-110 passi/min in base al livello di collaborazione muscolare.

Autonomia: 12 ore

Tempo di ricarica: 3,5 ore



-
- ▶ <http://www.ossur.com/>
 - ▶ <http://www.ottobock.com/>
 - ▶ http://www.inail.it/Portale/appmanager/portale/desktop?_nfpb=true&_pageLabel=PAGE_MEDICINA&nextPage=REINSERIMENTO_SOCIALE_E_LAVORATIV/O/Centro_Protesi/index.jsp
 - ▶ A. Davalli, R. Sacchetti, “Le protesi di arto”, Centro protesi INAIL, Budrio (BO)
 - ▶ <http://www.siva.it/>

Licenza d'uso



- ▶ Queste diapositive sono distribuite con licenza Creative Commons “Attribuzione - Non commerciale - Condividi allo stesso modo 2.5 Italia (CC BY-NC-SA 2.5)”
- ▶ Sei libero:
 - ▶ di riprodurre, distribuire, comunicare al pubblico, esporre in pubblico, rappresentare, eseguire e recitare quest'opera
 - ▶ di modificare quest'opera
- ▶ Alle seguenti condizioni:
 - ▶ Attribuzione — Devi attribuire la paternità dell'opera agli autori originali e in modo tale da non suggerire che essi avallino te o il modo in cui tu usi l'opera.
 - ▶ Non commerciale — Non puoi usare quest'opera per fini commerciali.
 - ▶ Condividi allo stesso modo — Se alteri o trasformi quest'opera, o se la usi per crearne un'altra, puoi distribuire l'opera risultante solo con una licenza identica o equivalente a questa.
- ▶ <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/2.5/it/>

