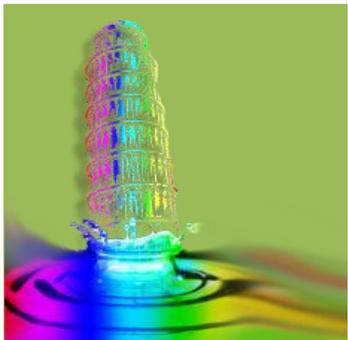


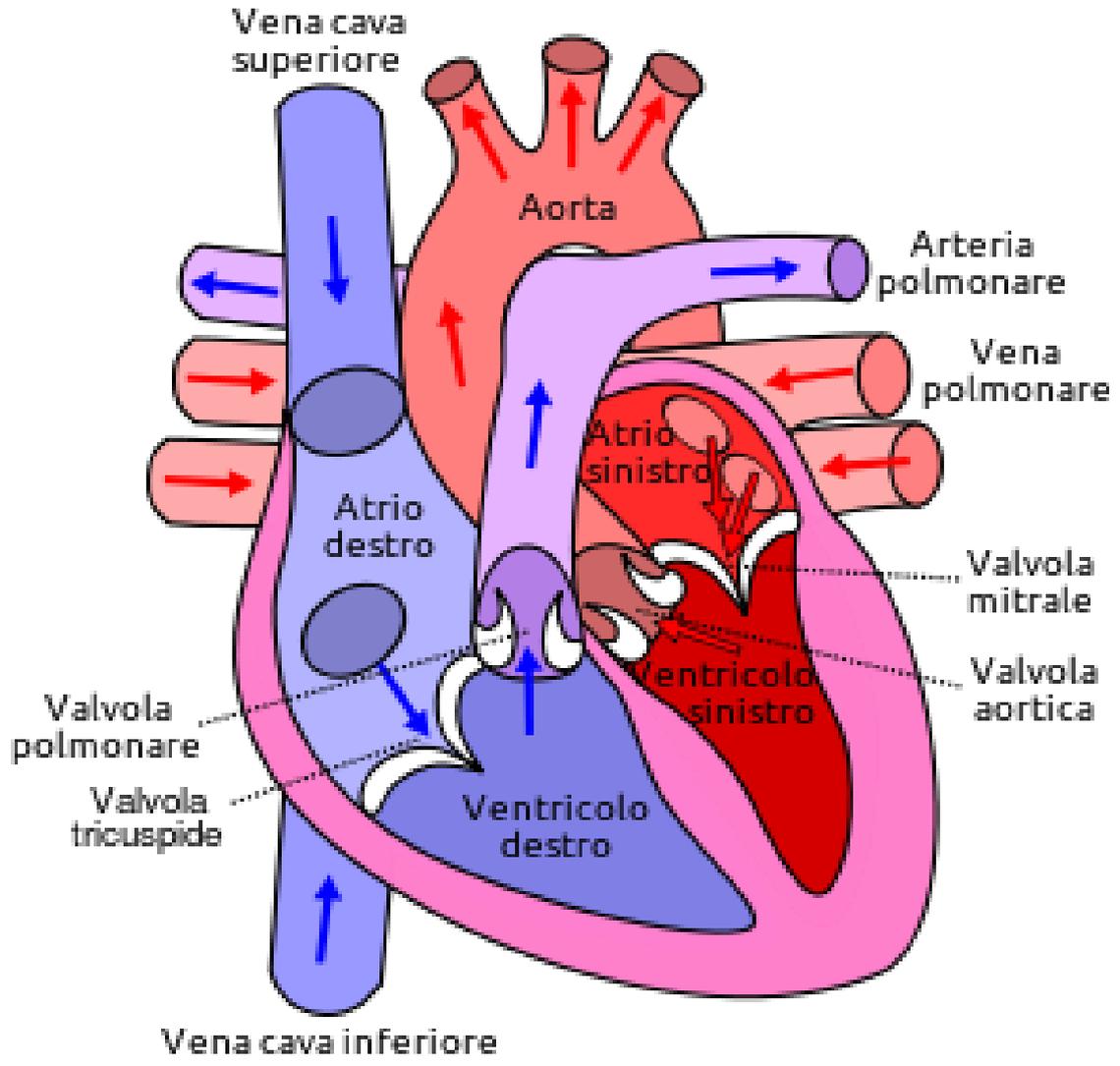
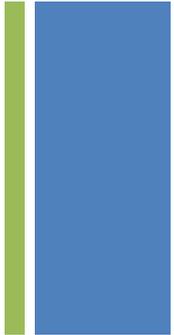


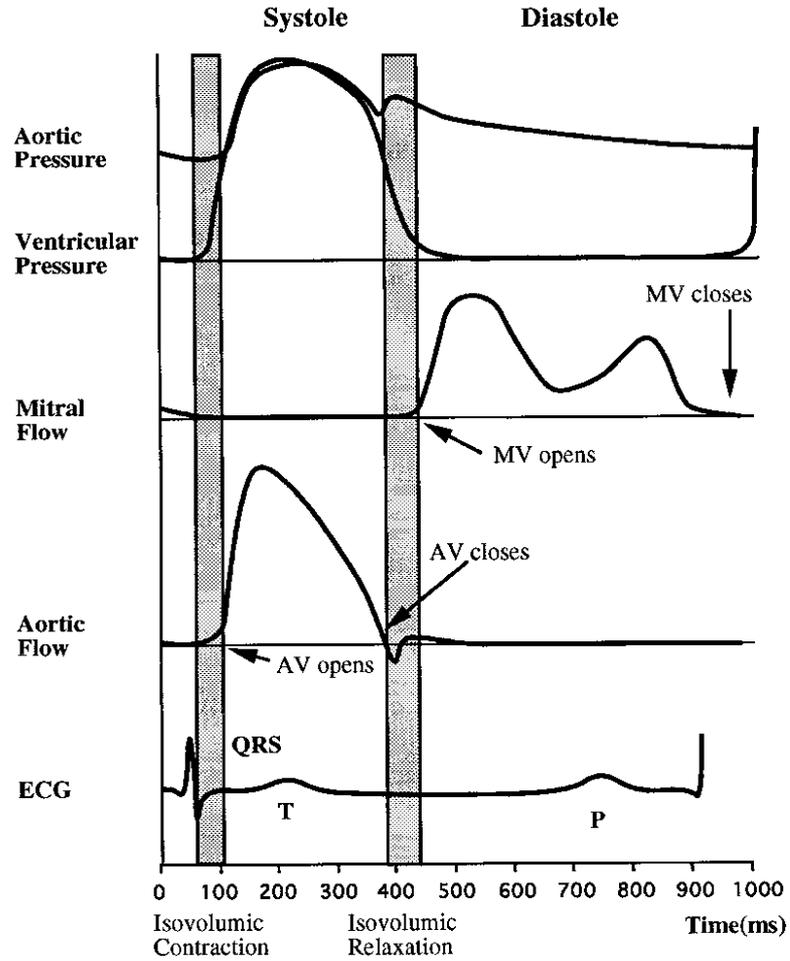
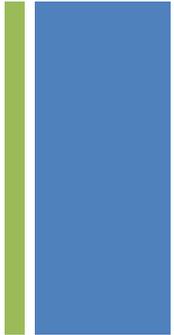
# Il cuore artificiale e le pompe per il sangue

---



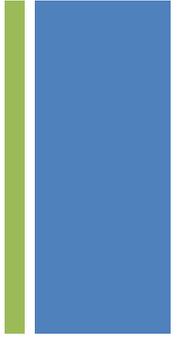
[g.vozzi@centropiaggio.unipi.it](mailto:g.vozzi@centropiaggio.unipi.it)







e il sodio entra velocemente nella cellula, determinando la rapida depolarizzazione della membrana (vedi figura qui sopra); successivamente grandi quantità di sodio attraverso i canali lenti continuano ad entrare nella fibra muscolare durante il potenziale di azione (come vedremo più avanti) partecipano all'eccitazione del nodo AV. Al termine di 0,2-0,3 secondi, i canali calcio-sodio lenti si chiudono e il sodio cessa, allora la permeabilità della membrana per il potassio aumenta e si verifica una perdita rapida di ioni potassio da parte della fibra che fa tornare il potenziale al livello di riposo, ponendo fine così al potenziale di azione. Le pompe per il calcio ristabiliranno infine le originarie concentrazioni ioniche.



### Propagazione del potenziale di azione nel miocardio.

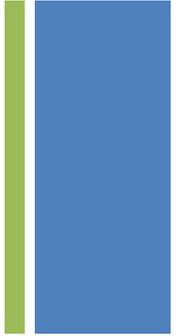
La velocità di propagazione del potenziale di azione nelle fibre muscolari atriali e ventricolari è di circa 0,3-0,5 m/s, ossia 1/10 circa di quella delle fibre nervose ed 1/100 circa di quella delle fibre muscolari scheletriche. La velocità nelle diverse parti del sistema specifico di conduzione varia da 0,02 a 4 m/s.

La velocità di propagazione del potenziale di azione nelle fibre muscolari atriali e ventricolari è di circa 0,3-0,5 m/s, ossia 1/10 circa di quella delle fibre nervose ed 1/100 circa di quella delle fibre muscolari scheletriche. La velocità nelle diverse parti del sistema specifico di conduzione varia da 0,02 a 4 m/s.

Di norma il periodo refrattario del miocardio ventricolare è di 0,25-0,30 secondi, tempo che corrisponde all'incirca alla durata del potenziale di azione. Nel miocardio atriale il periodo refrattario dura meno che nel ventricolo (circa 0,15 secondi), perciò la frequenza delle contrazioni negli atri può essere molto più elevata che nei ventricoli.



# Pompe per il sangue



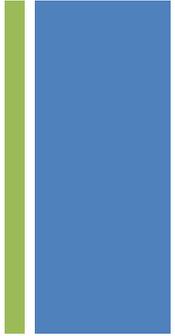
## 2. Pompe per il sangue

La parte più importante e problematico del sistema cuore artificiale è la pompa

dal punto di vista del tutto generale le pompe sono macchine idrauliche che trasferiscono energia ad un liquido con lo scopo di trasferirlo da un punto a un altro, e in questo processo provocano l'aumento dell'energia di pressione del liquido stesso.

Si può ricorrere a due tipi differenti di macchine : le pompe centrifughe e quelle volumetriche. Le **centrifughe** trasferiscono energia meccanica al liquido a mezzo di una girante; il liquido aumenta la sua energia parzialmente grazie alla forza centrifuga e parzialmente grazie all'aumento di energia cinetica che comunque deve essere convertito in pressione successivamente.

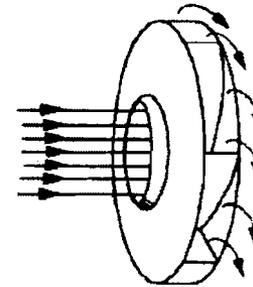
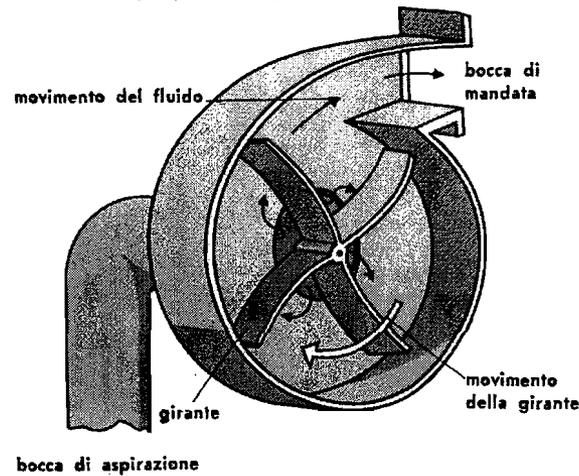
Le **volumetriche** trasferiscono energia meccanica al liquido esercitando



# Pompe Centrifughe

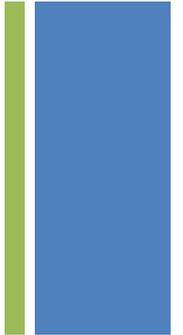
in grado di esercitare una azione di sollevamento tra l'ingresso e l'uscita della macchina provocando un aumento della quantità di moto del liquido; contemporaneamente il movimento del liquido attraverso la macchina produce un abbassamento di pressione in corrispondenza dell'ingresso che richiama altro liquido dalla bocca di aspirazione (Fig.1).

Schema della pompa centrifuga.





# Pompe Rotative



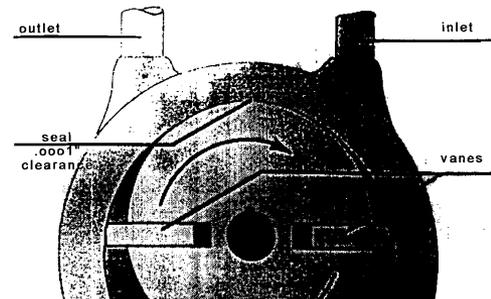
In campo medico ci sono diverse indicazioni per l'applicazione di pompe per il sangue e varie tecnologie sono necessarie per offrire soluzioni soddisfacenti ad ognuna di esse.

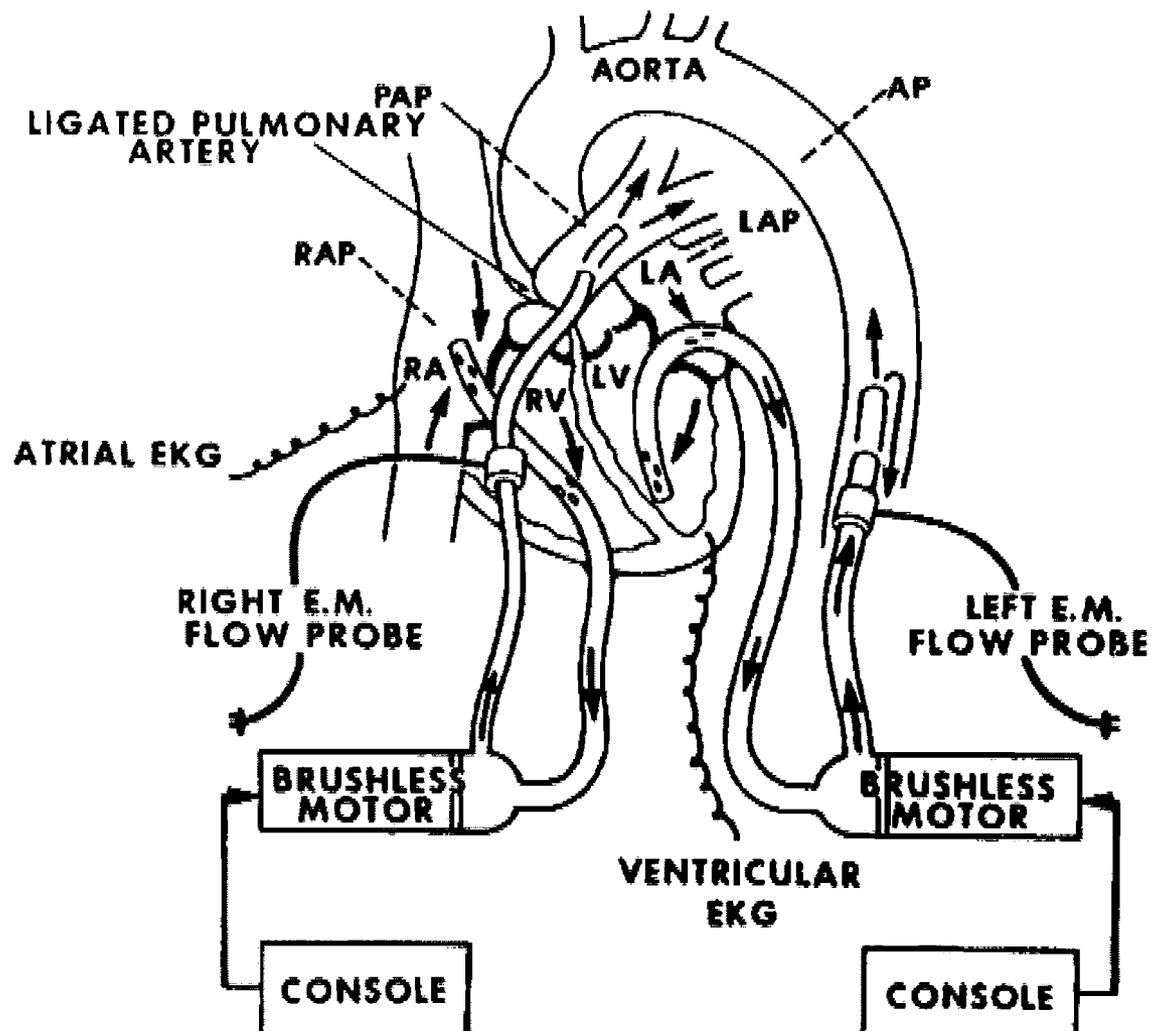
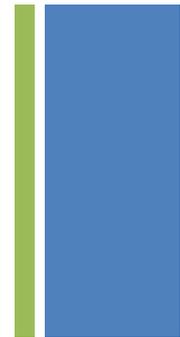
Per la loro costruzione devono essere tenuti presenti i seguenti requisiti generali: i materiali non devono essere soggetti a corrosione ed essere il più possibile biocompatibili, la pompa deve avere alta resistenza a fatica (non deve subire degradazione per molti cicli), ed essere sigillata, assicurare il minimo di emolisi e trombogenicità con un design emodinamico ottimale che assicuri assenza di zone a elevato shear stress o di stagnazione, il tutto in dimensioni anatomiche per necessità di impianto. La durata minima di funzionamento, visti gli attuali limiti, è prevista di almeno due anni. In riferimento ai parametri fisiologici l'uscita dalla pompa varia tra 7 e 10 l/min, il battito massimo è 120 l/min, pressione d'uscita (arteriosa) di 120 mmHg e pressione di riempimento minore di 15 mmHg.

Le pompe per il sangue di utilizzo odierno si dividono in tre categorie:

- pompe rotatorie

riuso tra le palette. In genere il contributo cinetico è in  
i nullo.  
esentato un esempio di pompa rotatoria a spostamento di utilizzo







# Pompe A Diaframma

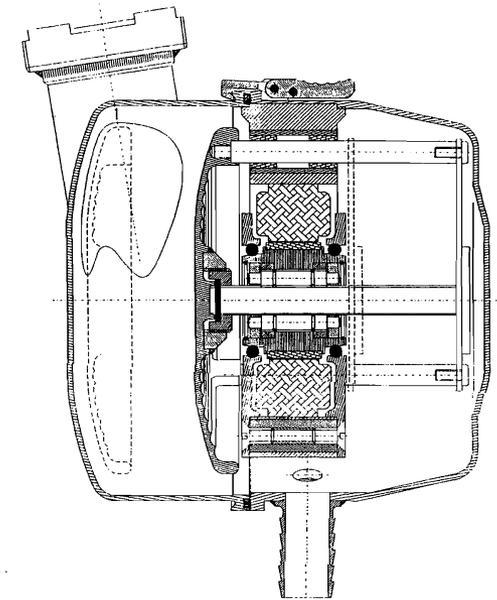
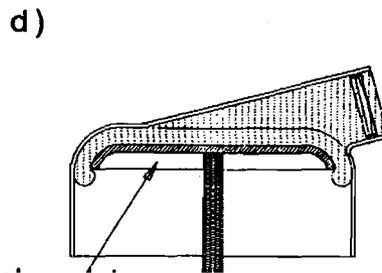
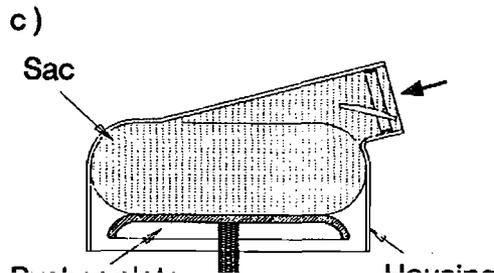
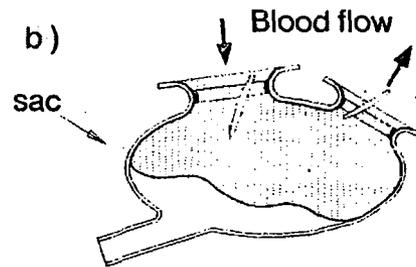
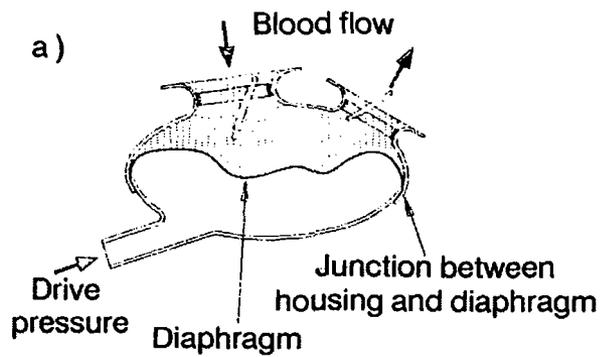
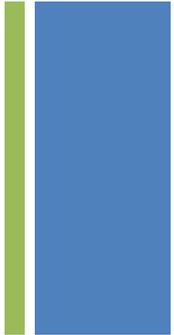
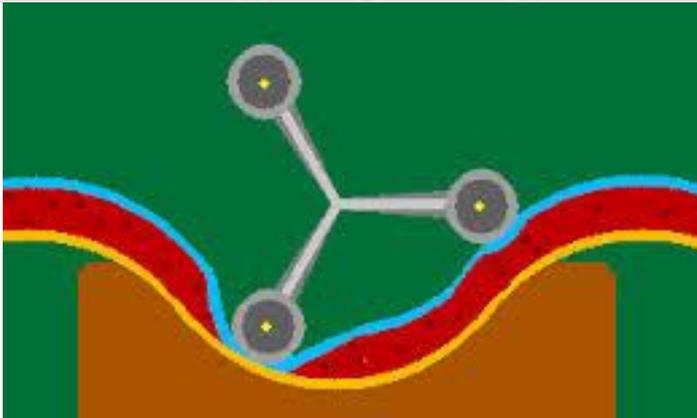
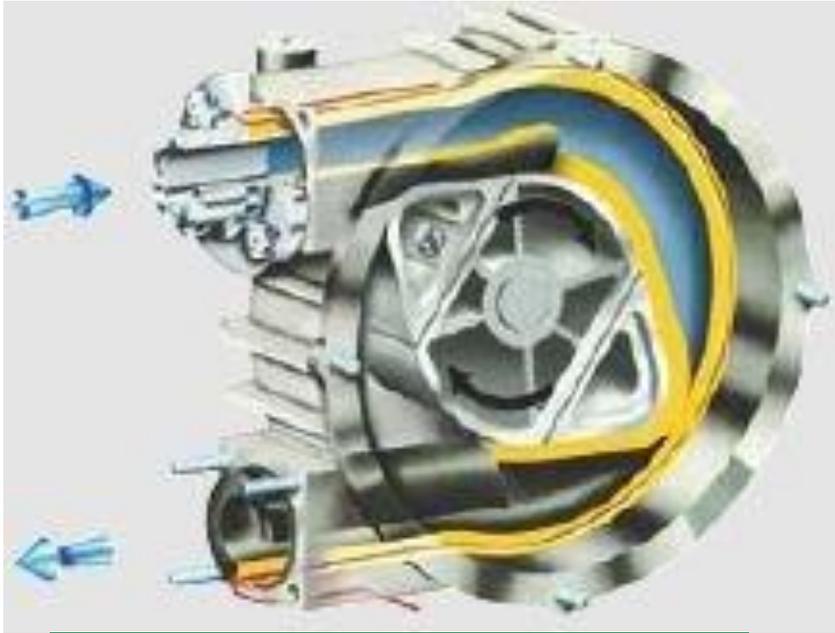
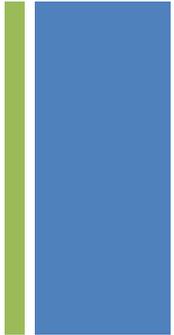


Fig.7-Pompa a sacco con pusher-plate

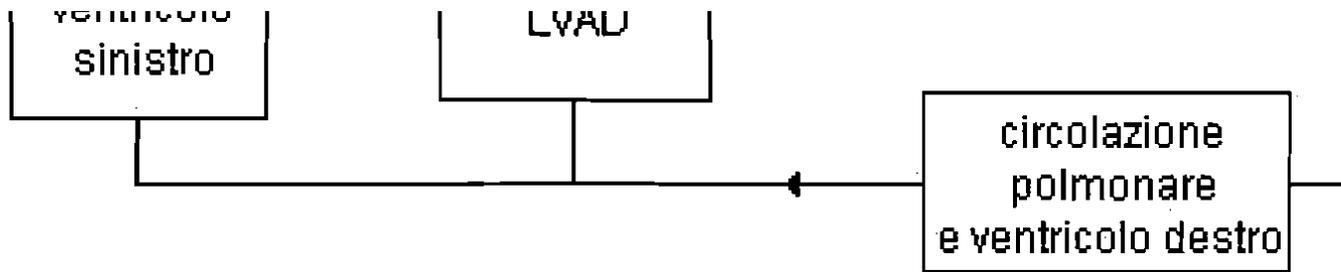
+

# Pompe Peristaltiche





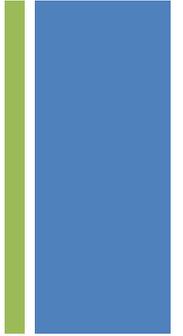
## Cuore artificiale



Il TAH invece è un cuore completamente artificiale che viene impiantato dopo :  
completamente il cuore o parte di esso (ad esempio entrambi i ventricoli).

L' IABP è un palloncino che viene messo nell'aorta (analogo a quello usato negli

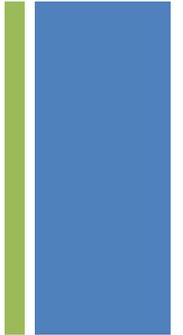
## Capitolo3. **Caratterizzazione di un cuc Artificiale e dispositivi reali**



## COMPONENTI DI UN CUORE ARTIFICIALE

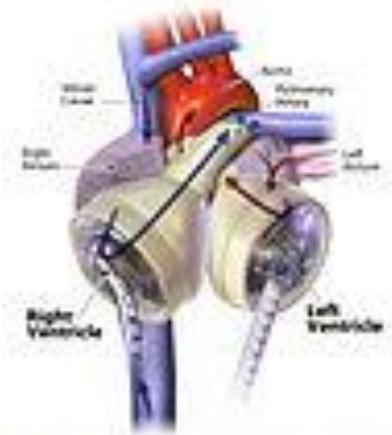
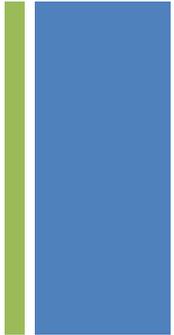
1. unità di comando (interna e/o esterna): tipicamente è un sistema di controllo elettronico della modalità di pompaggio, eventualmente programmabile dall'esterno; nei migliori dispositivi svolge un controllo di tipo adattivo, ossia è capace di regolare la funzione di pompaggio in relazione all'attività del paziente grazie al continuo monitoraggio di uno o più segnali funzionali quali ad esempio l'ECG.
2. pompa: è l'elemento chiave che fornisce la necessaria spinta al sangue.
3. convertitore di energia: converte la forma di energia erogata dalla particolare alimentazione del tipo di dispositivo usato (energia elettrica, meccanica, nucleare...) in energia spesa per il pompaggio.
4. alimentatore: fornisce l'energia (in una delle forme citate) utile per il pompaggio; tipicamente l'alimentatore è extracorporeo e il trasferimento di energia al dispositivo impiantato è o di tipo pneumatico, o meccanico, o con fili elettrici, o con trasformatore. (vedere avanti gli esempi di

+ Un cuore artificiale ideale dovrebbe essere capace di fornire la portata ematica opportuna, adattandola inoltre alle esigenze fisiologiche dell'organismo in ogni momento (sistema adattivo); nel caso in cui il dispositivo non sostituisca completamente il cuore naturale, sarebbe idealmente auspicabile che fosse anche in grado di aumentare il flusso coronario, specialmente nell' eventuale area ischemica. E' evidente anche che un sistema ideale non dovrebbe causare complicanze nell'individuo che lo ospita, né avere controindicazioni: emolisi e trombogenicità sono sicuramente i due fattori negativi che nel caso ideale dovrebbero essere completamente annullati. Un dispositivo ideale dovrebbe inoltre essere facile da impiantare, dovrebbe possedere una elevata resistenza a fatica, dovrebbe essere portatile, e non dovrebbe essere costoso.

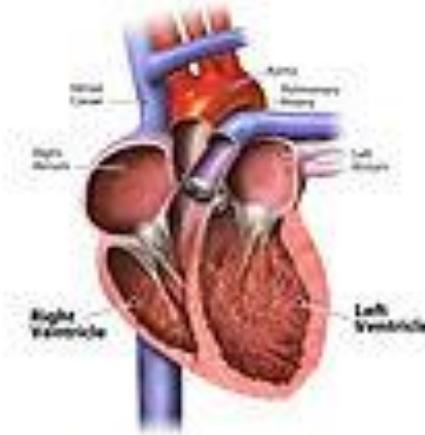


## CLASSIFICAZIONE DEI MALFUNZIONAMENTI

1. Malfunzionamento catastrofico: perdita di capacità di effettuare la sua funzione primaria. Ne consegue una lesione grave o la morte
2. Malfunzionamento critico: incapacità del sistema di continuare a funzionare in modo sicuro senza intervento immediato. Ne consegue una lesione grave o la morte.
3. Malfunzionamento marginale: ridotta capacità di funzionare del sistema. Ne consegue un danno lieve.
4. Malfunzionamento minore: necessario intervento di manutenzione. Non ne consegue alcun danno.



Total Artificial Heart



Human Heart



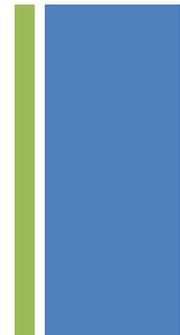
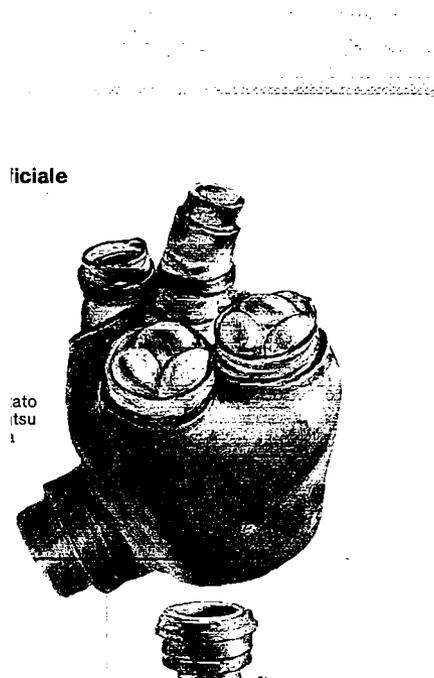
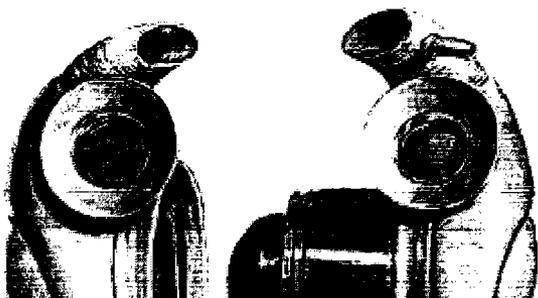
Jarvik-7



Cuore di Kolff in silicone

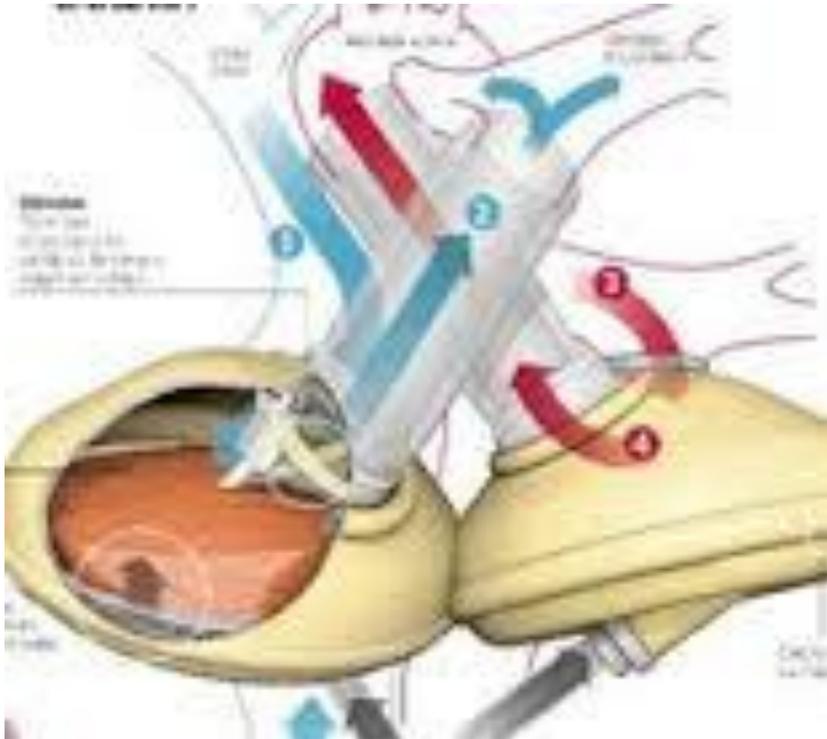


in emergenza in attesa che si potesse disporre di un cuore  
in eccessivo decennio si è tentato di progettare un  
azionato da un motore elettrico.  
Presentato un modello di cuore ad energia nucleare con  
un pistone a stantuffo azionato da un motore nu  
mostrò privo di utilità pratica a causa della radioatt



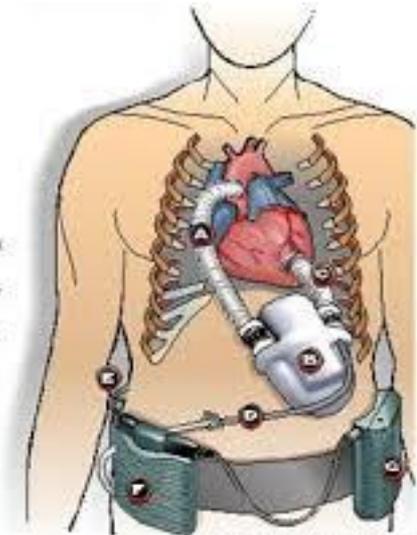


## Jarvik-100



## Novacor

- A** Outflow Conduit
- B** Pump/Drive Unit
- C** Inflow Conduit
- D** Percutaneous Lead
- E** Reserve Power Pack
- F** Electronic Controller
- G** Primary Power Pack



Source: Baxter Healthcare Corporation



# Abiocor

