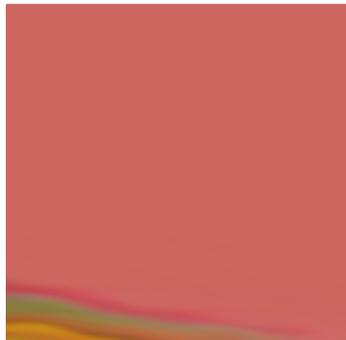
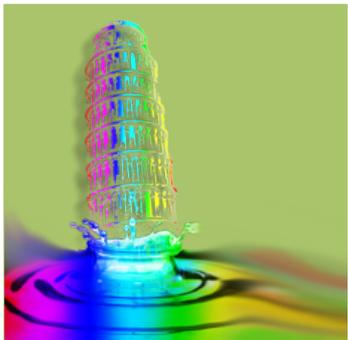
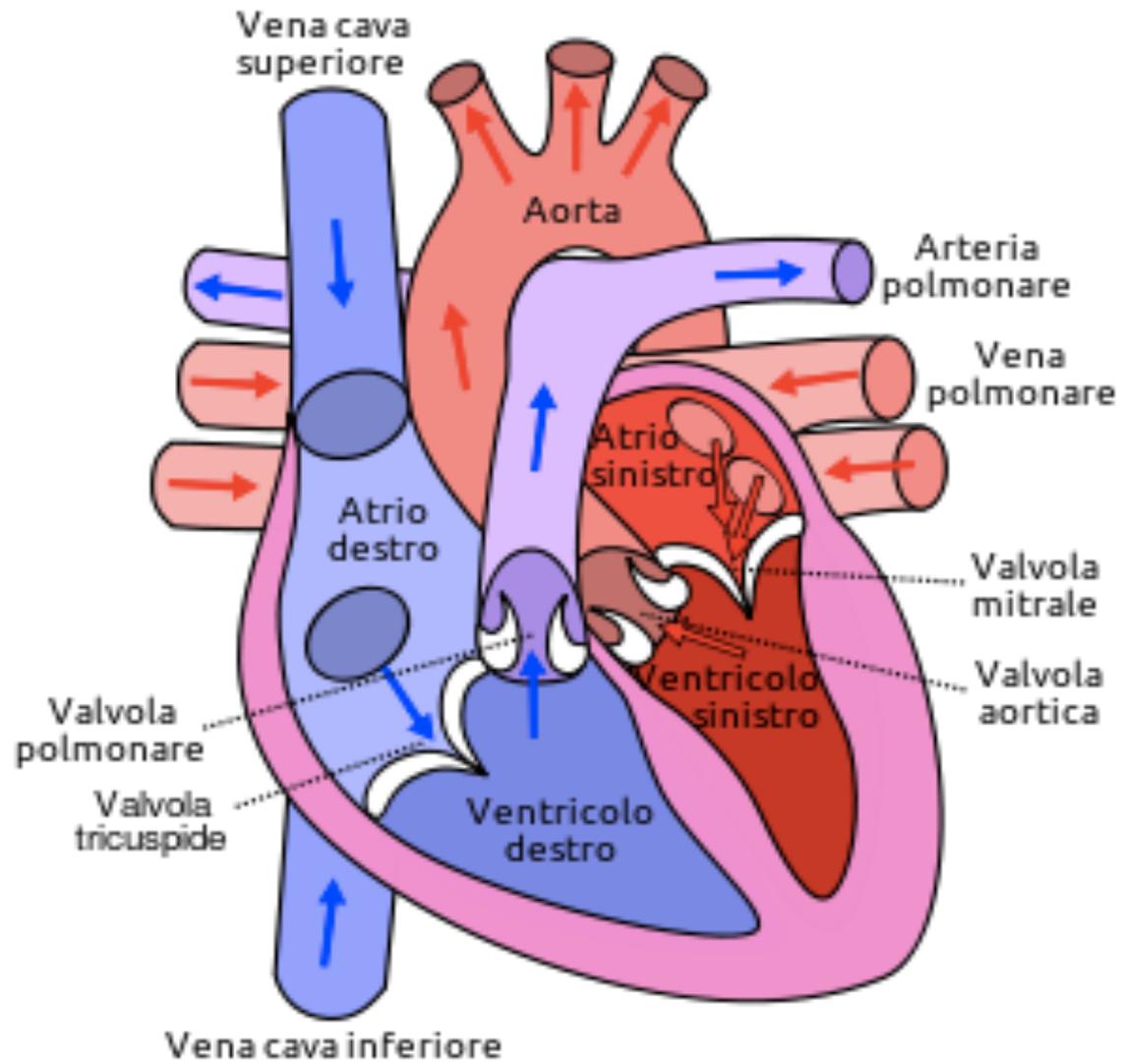
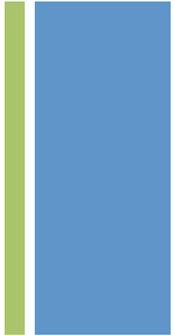
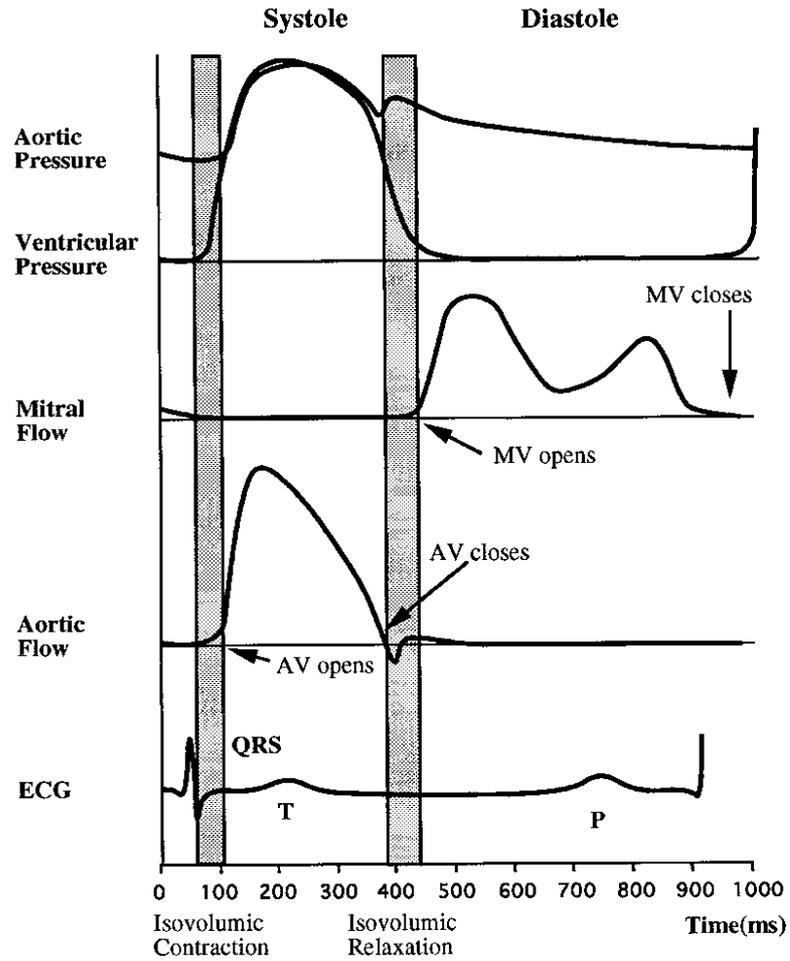
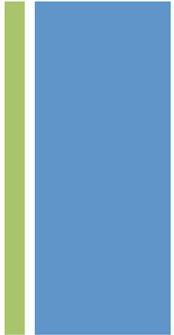


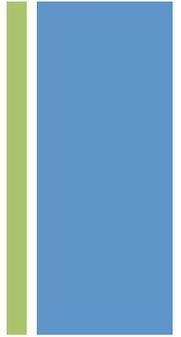
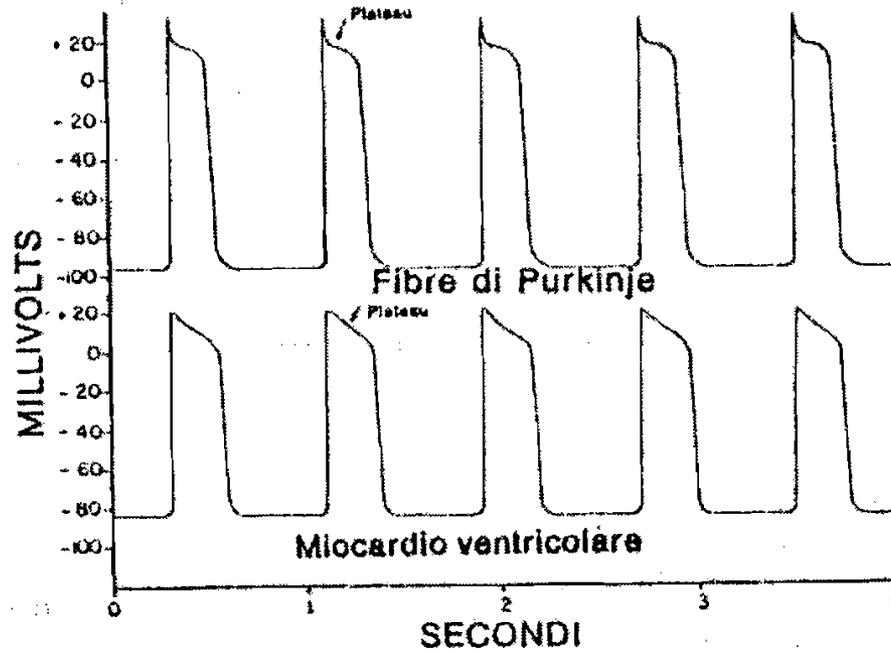
Il cuore artificiale e le pompe per il sangue



g.vozzi@centropiaggio.unipi.it





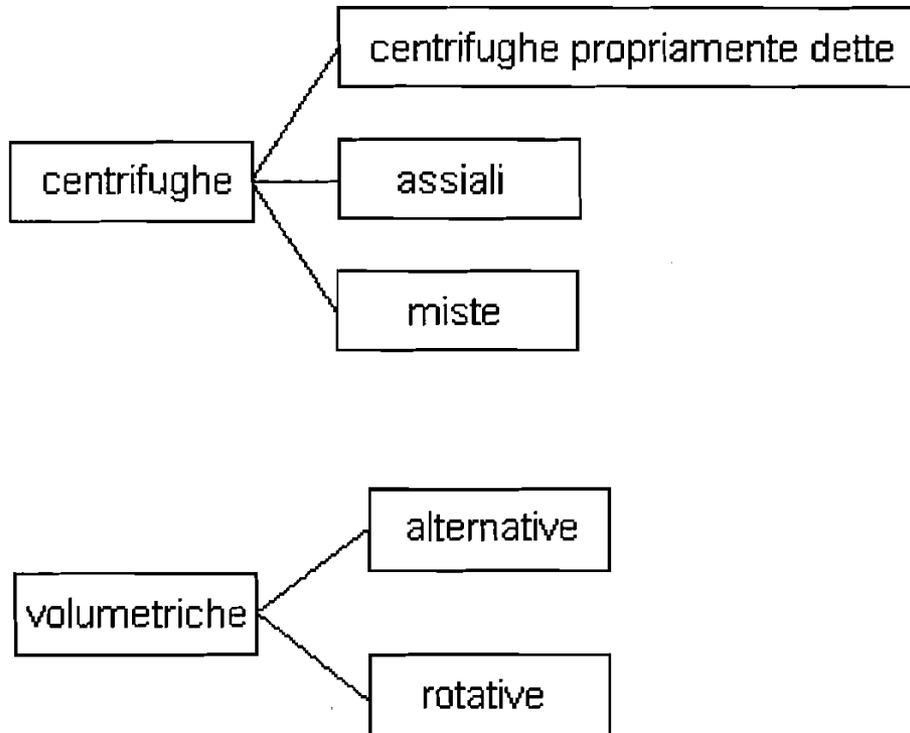
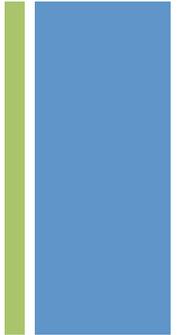


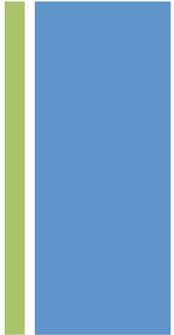
La velocità di propagazione del potenziale di azione nelle fibre muscolari atriali e ventricolari è di circa 0,3-0,5 m/s, ossia 11250 circa di quella delle più grosse fibre nervose ed 1/10 circa di quella delle fibre muscolari scheletriche. La velocità nelle diverse parti del sistema specifico di conduzione 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





Pompe Centrifughe

Schema della pompa centrifuga.

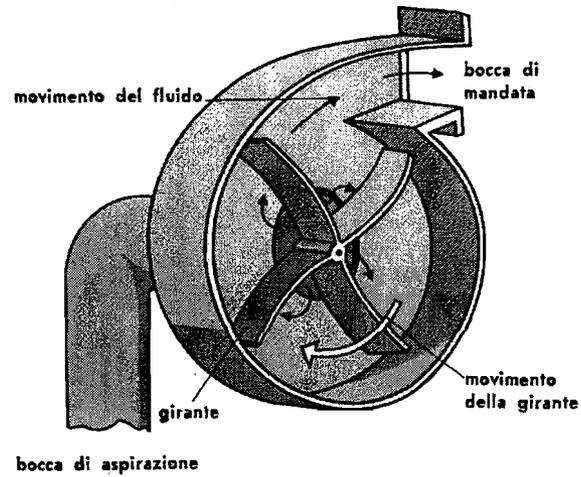


Fig.1-Pompa centrifuga (schema).

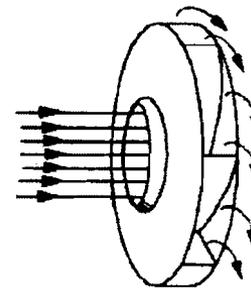


Fig.2-Azione di una girante centrifuga



Pompe Rotative

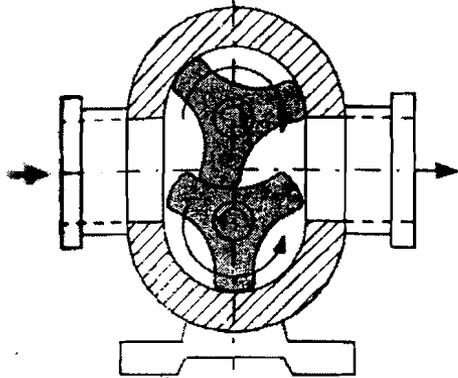
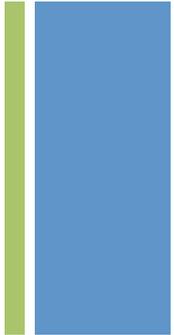


Fig.2 -Pompa volumetrica a lobi

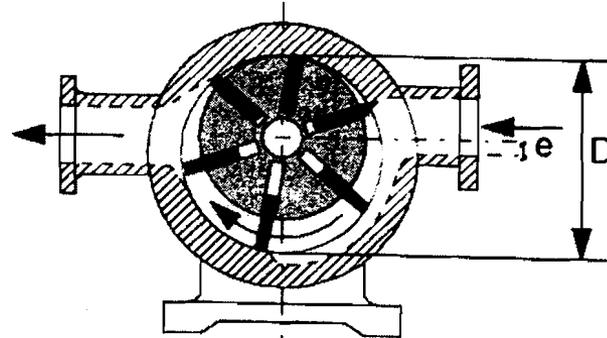


Fig.3-Pompa a palette (D diametro, del tamburo rotante, e eccentricità)

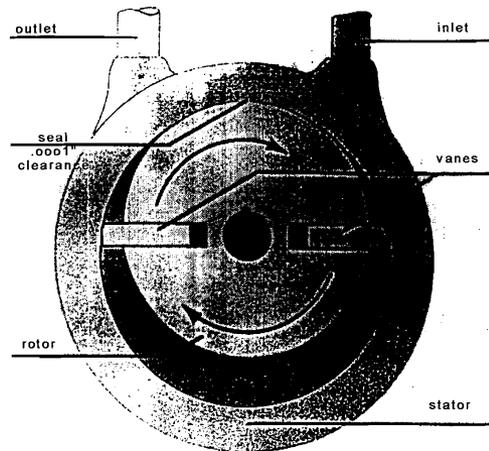
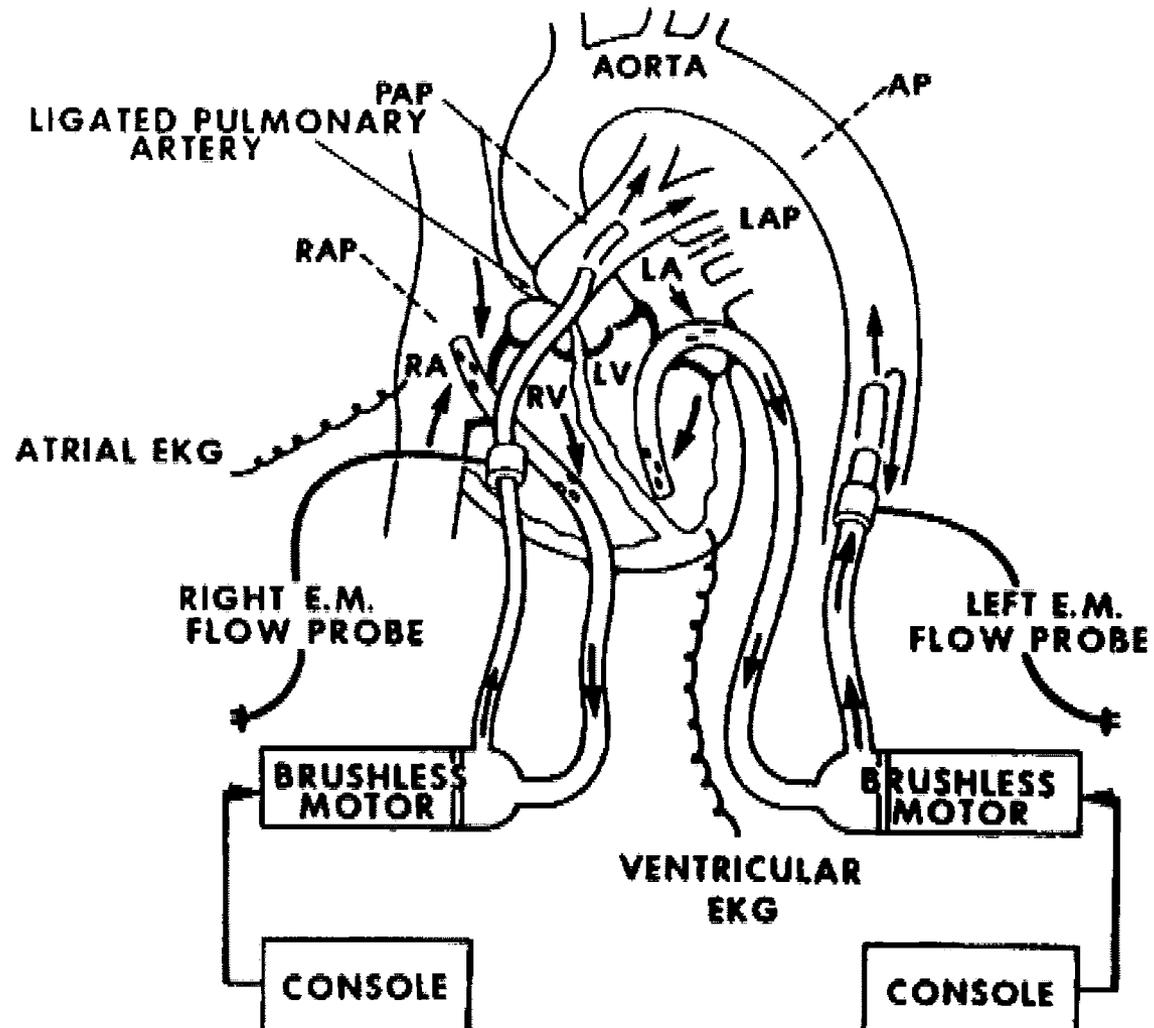
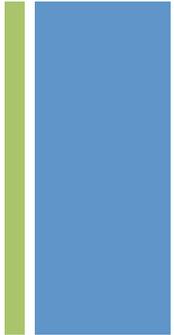


Fig.4-Pompa a spostamento





Pompe A Diaframma

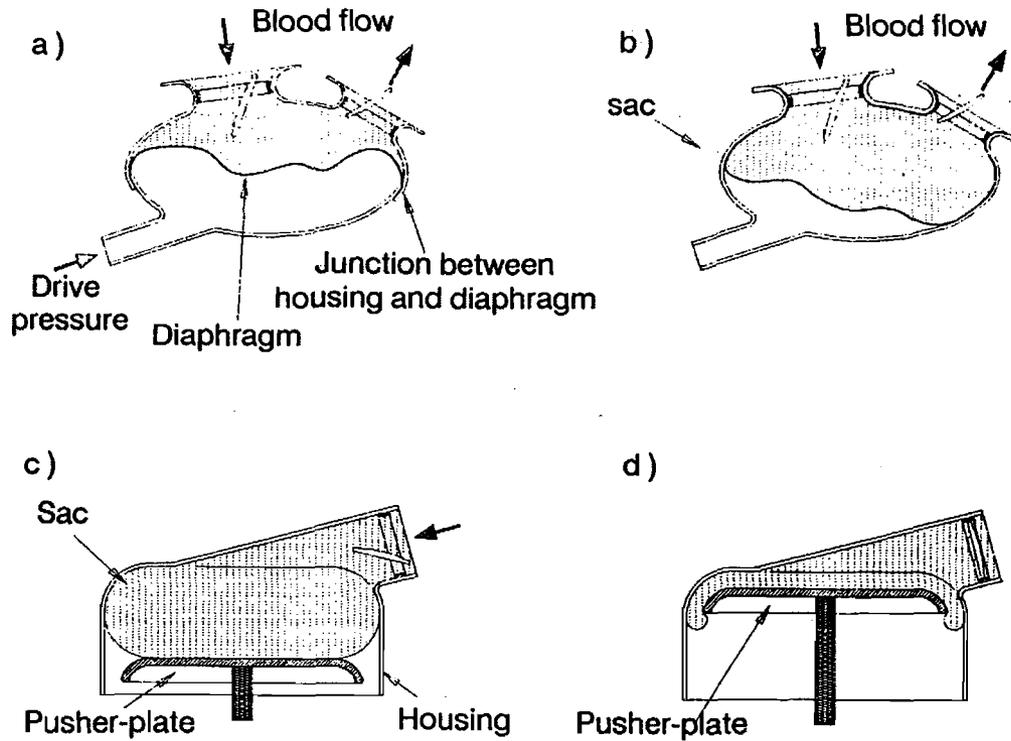


Fig.6-Pompe a diaframma e a sacco
a) Pompa a diaframma pneumatica
b) Pompa a sacco pneumatica
c),d) Pompe a pusher-plate

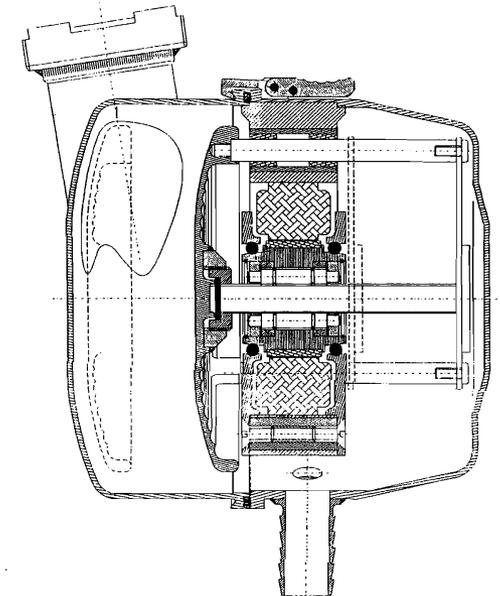
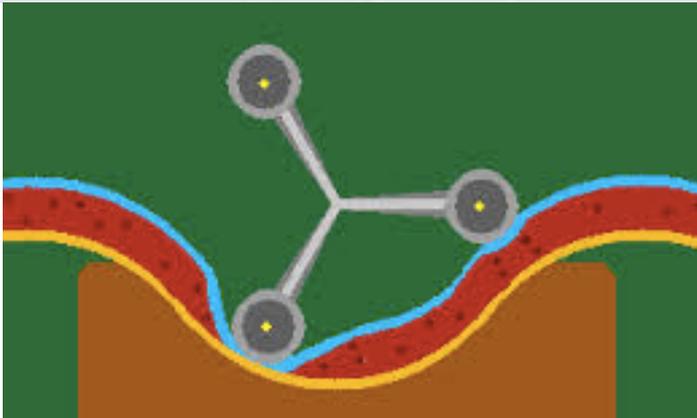
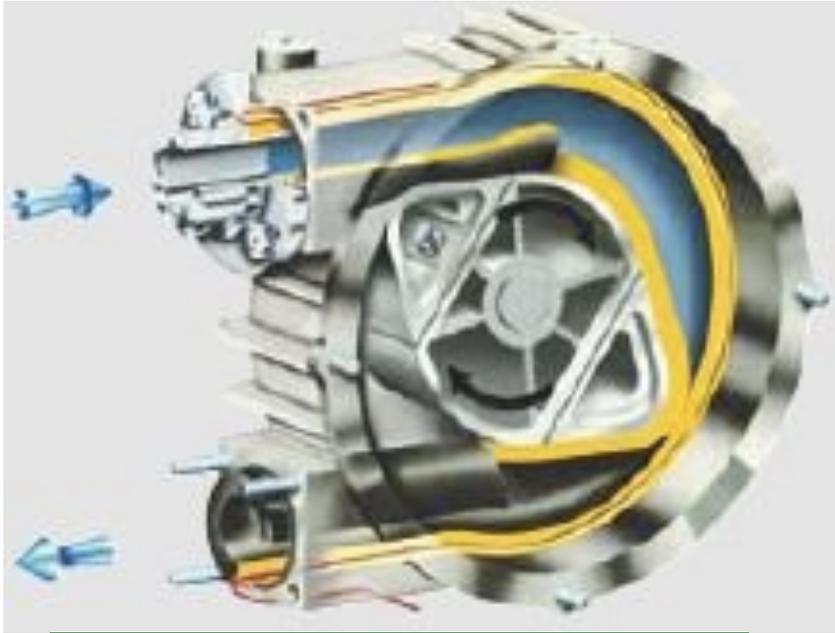
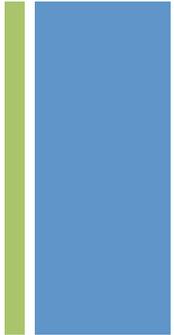


Fig.7-Pompa a sacco con pusher-plate

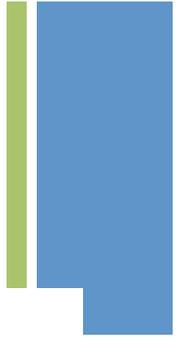
+

Pompe Peristaltiche





Cuore artificiale



CLASSIFICAZIONE DEI DISPOSITIVI PER CUORE ARTIFICIALE

LVAD=Left Ventricular Assist Device

RVAD=Right Ventricular A D

BIVAD=BI-Ventricular A D

TAH=Total Artificial Heart

IABP=Intra Aortic Ballon Pump

CLASSIFICAZIONE IN BASE AL TEMPO DI APPLICAZIONE

Impianti a breve termine:<12 ore

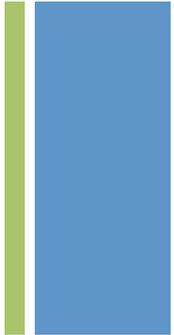
Impianti di tipo intermedio:<2 settimane

Impianti a lungo termine:>2 settimane



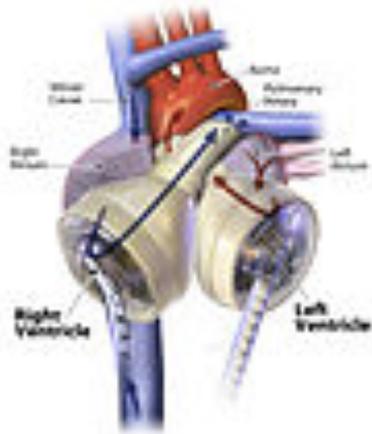
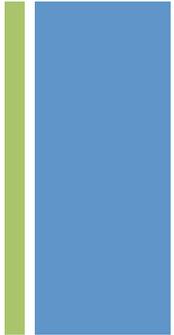
	TAH meccanico totalmente impiantabile*	TAH pneumatico parzialmente impiantabile*
complessità	grande	media (solo i ventricoli sono artificiali)
peso	grande	piccolo
dimensioni	grandi	piccole
adattamento anatomico	difficile	facile
manutenzione	difficile	facile
controllo	difficile	facile (no problemi di stabilità)
alimentazione	facile (con coils o fili)	problematica (tubi transcutanei)
perdite	con trasmissione transcute	pneumatiche
batterie	meglio se non impiantate	esterne
esperienza	poca su animali	molta su animali e esseri umani
aspetto estetico esterno	buono (dispositivo invisibile)	pessimo (tubi che escono dall'addome)
portatile	si	solo se il driver esterno è portatile

[* il cuore pneumatico, a differenza di quello meccanico, è solo parzialmente impiantabile perché necessita di un driver esterno che fornisca il gas (es. aria) compresso dall'esterno]

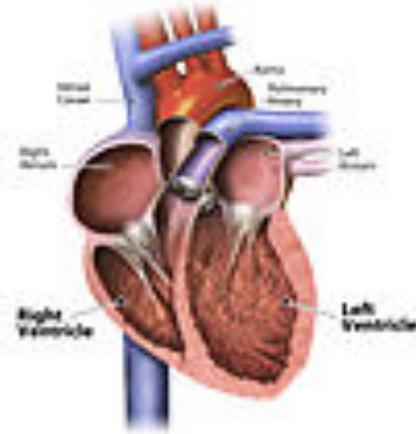
- 
- + Un cuore artificiale ideale dovrebbe essere capace di fornire la portata ematica opportuna, adattandola inoltre alle esigenze fisiologiche dell'organismo in ogni momento (sistema adattivo); nel caso in cui il dispositivo non sostituisca completamente il cuore naturale, sarebbe idealmente auspicabile 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

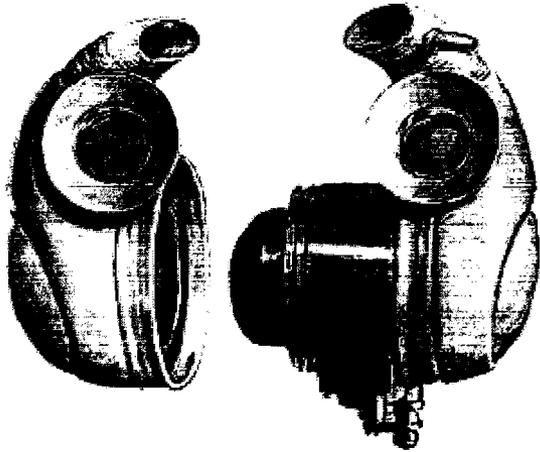
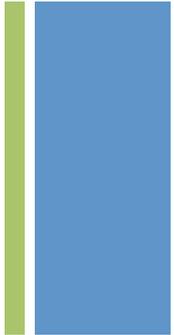


Fig.2-Cuore ad energia nucleare

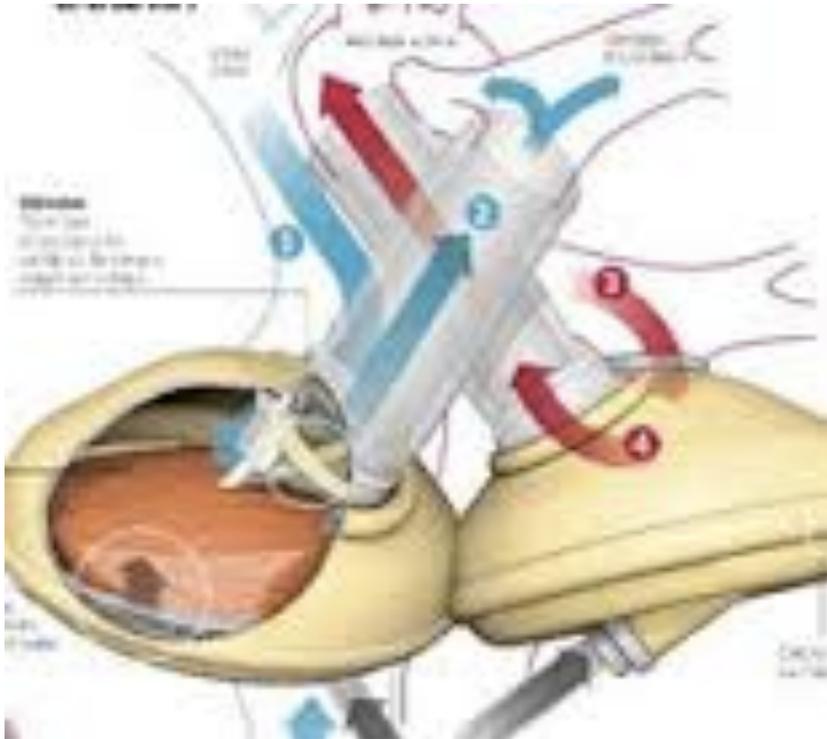


Cuore in metallo rivestito di Teflon sviluppato originariamente da Yukihiko Nosé, in cui si impiegavano due sacche pompanti in gomma di silicone. (Nell'illustrazione è rappresentato un cilindro metallico sezionato.) Questo modello causava un'eccessiva emolisi ed era scarsamente adattabile dal punto di vista anatomico, ma mantenne in vita una pecora per 50 ore nel 1969



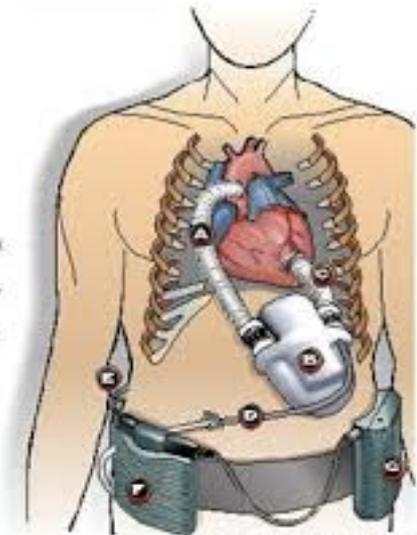


Jarvik-100



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

