

Endovaszkuláris implantátumok, szívgyógyászati eszközök

Orvostechnikai anyagok

Kovács Dóra

Karoly.dora@gpk.bme.hu

Szív- és érrendszer

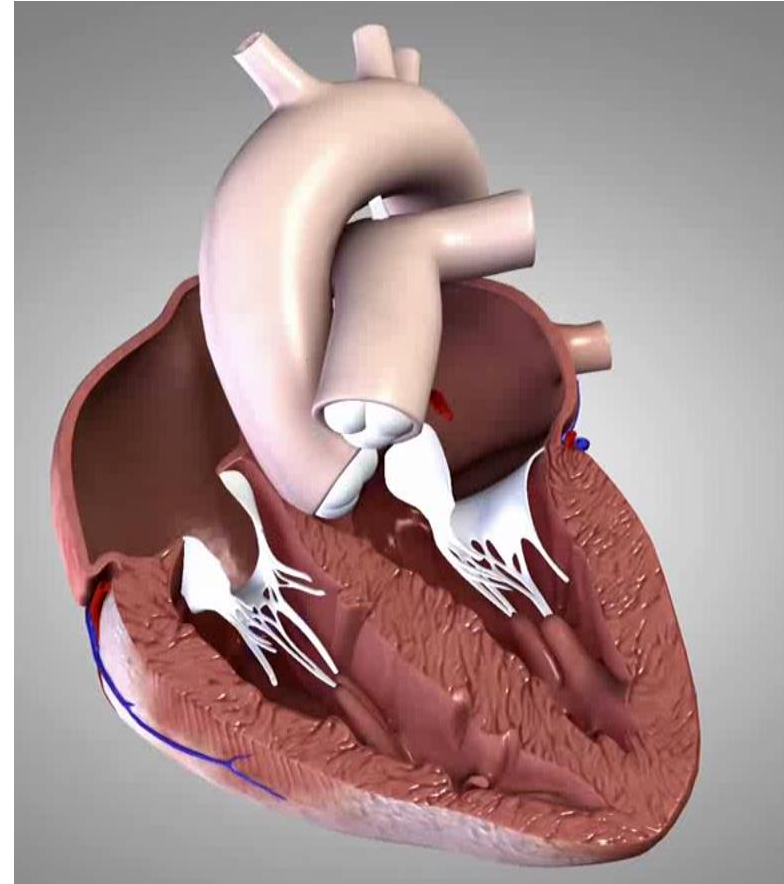
- Felépítése
- Ingerületképző és –vezető rendszer
- Halálozási statisztika
- Betegségek

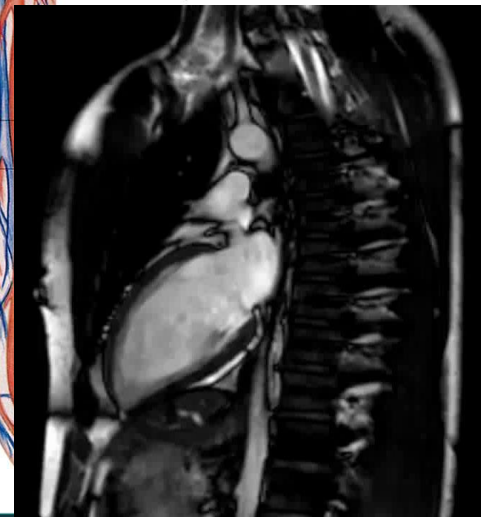
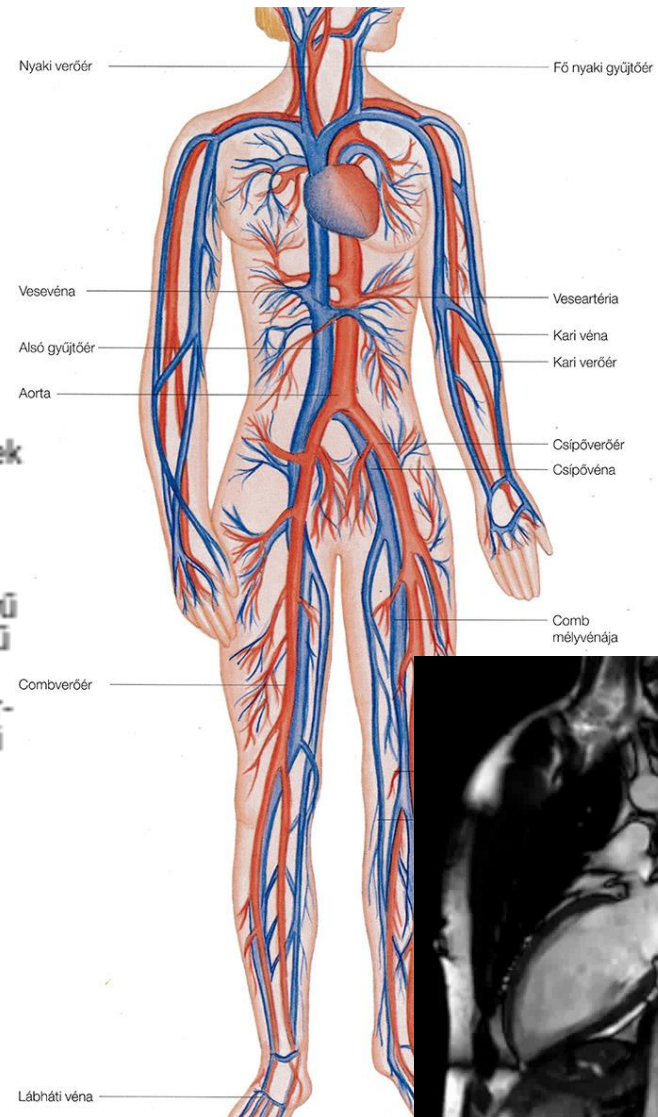
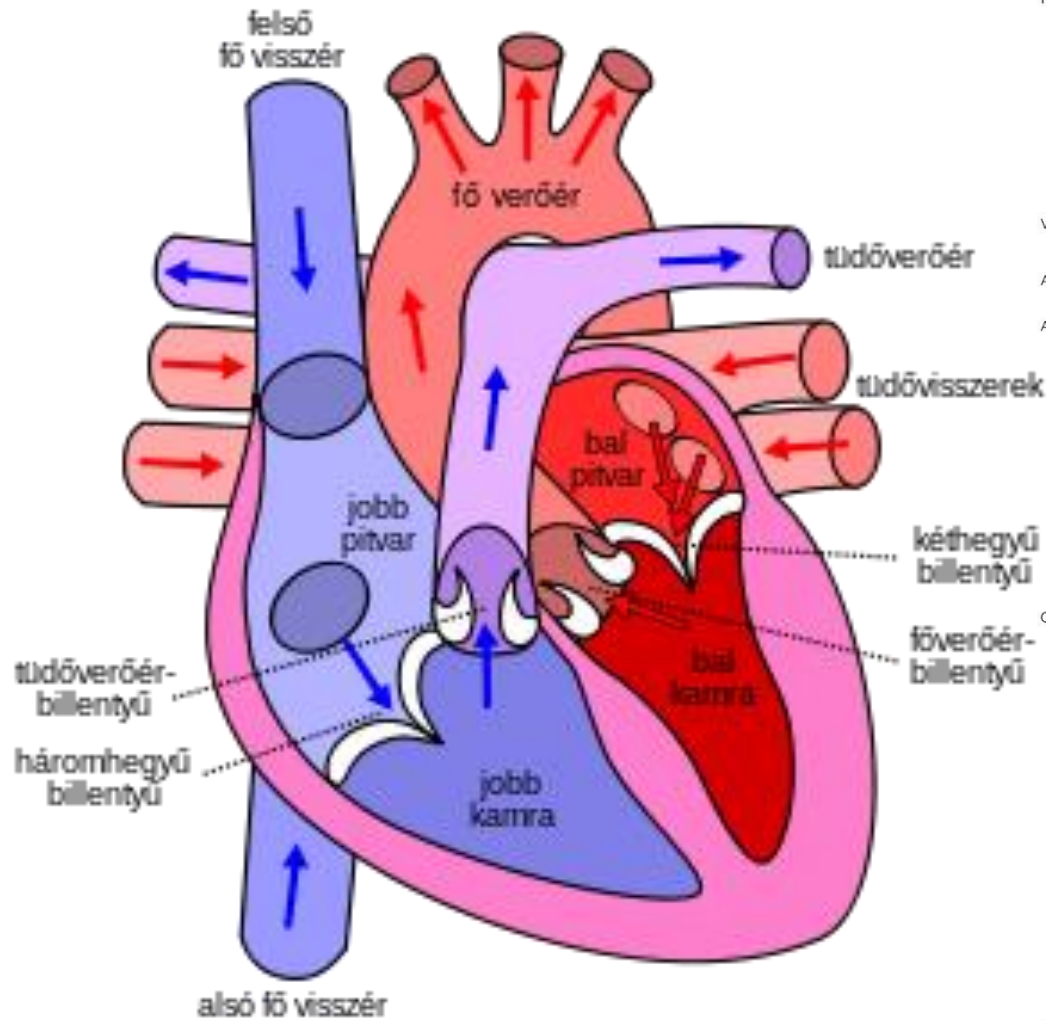
Endovaskuláris eszközök

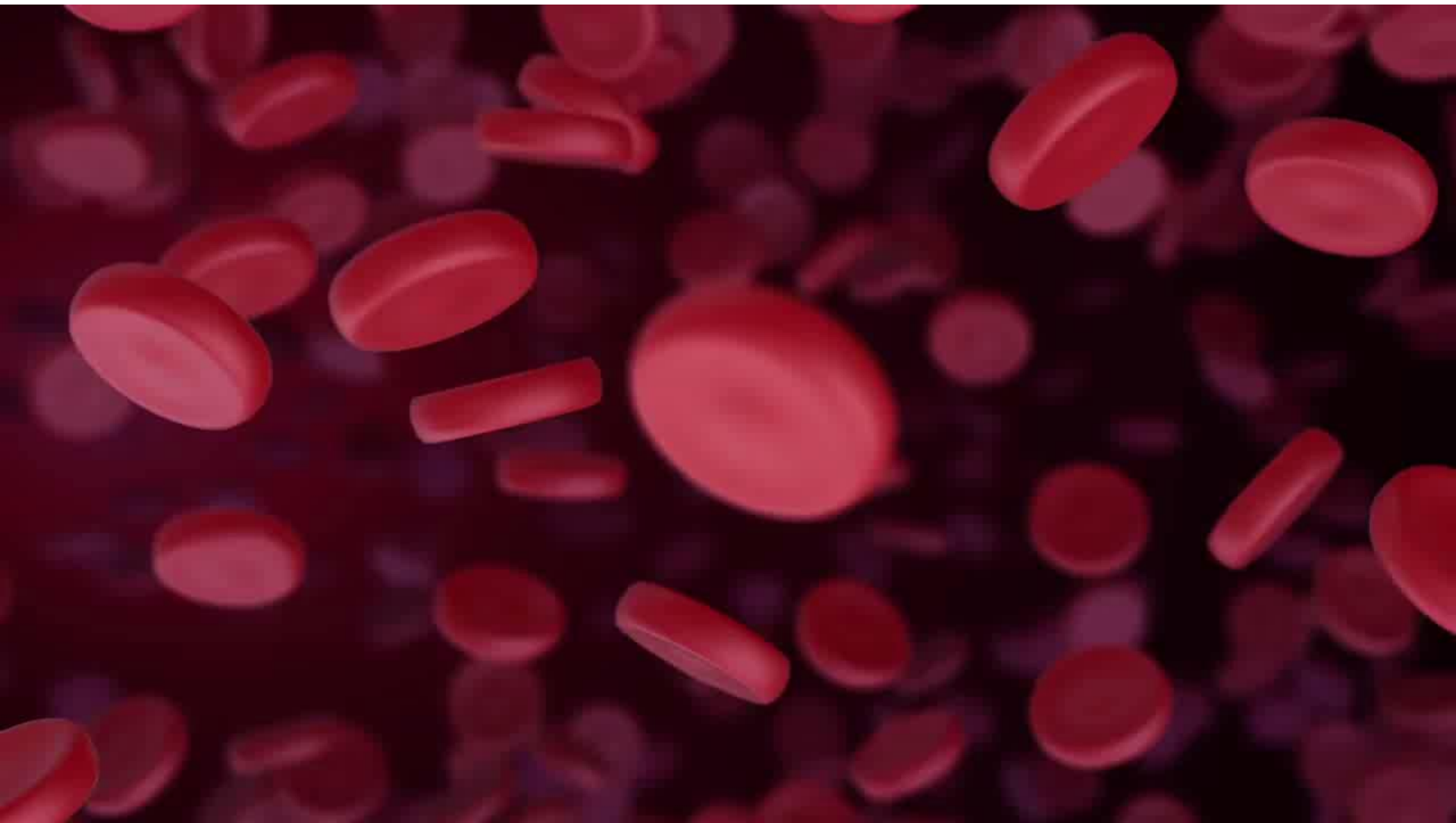
- Érszűkület kezelése
- Értágulat kezelése
- Alapanyagok, gyártástechnológia

Szívgyógyászati eszközök

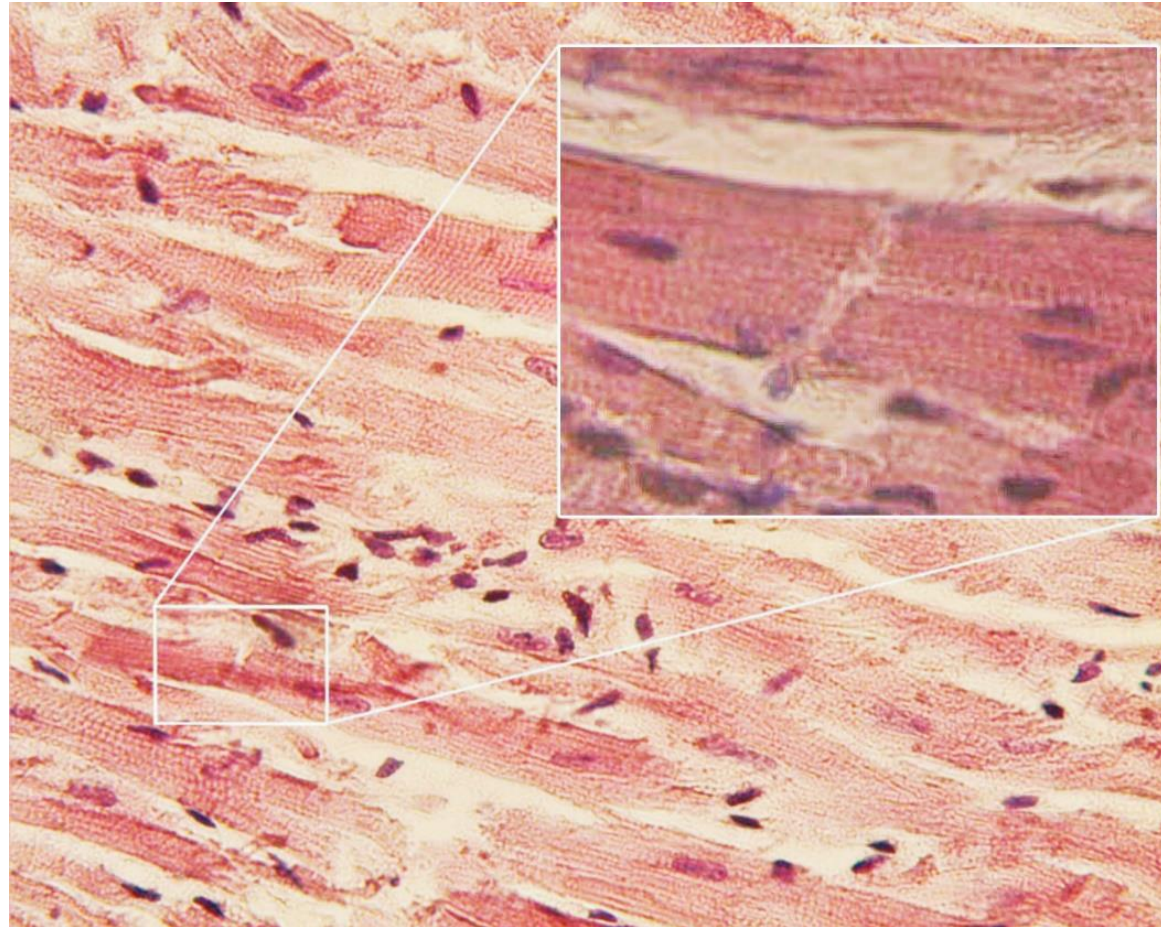
- Pacemaker
- Beültethető defibrillátor
- Műbillentyűk
- Műszívek







- Harántcsíktolt izomzathoz hasonlóan csíkos, de magja simaizomhoz hasonlóan központi helyeződésű
- Kesztyűujjszerű elágazódások
- Ingerlékeny szövet
- Ingerületátadásra képes
- Nagy az oxigén és az energiaigénye



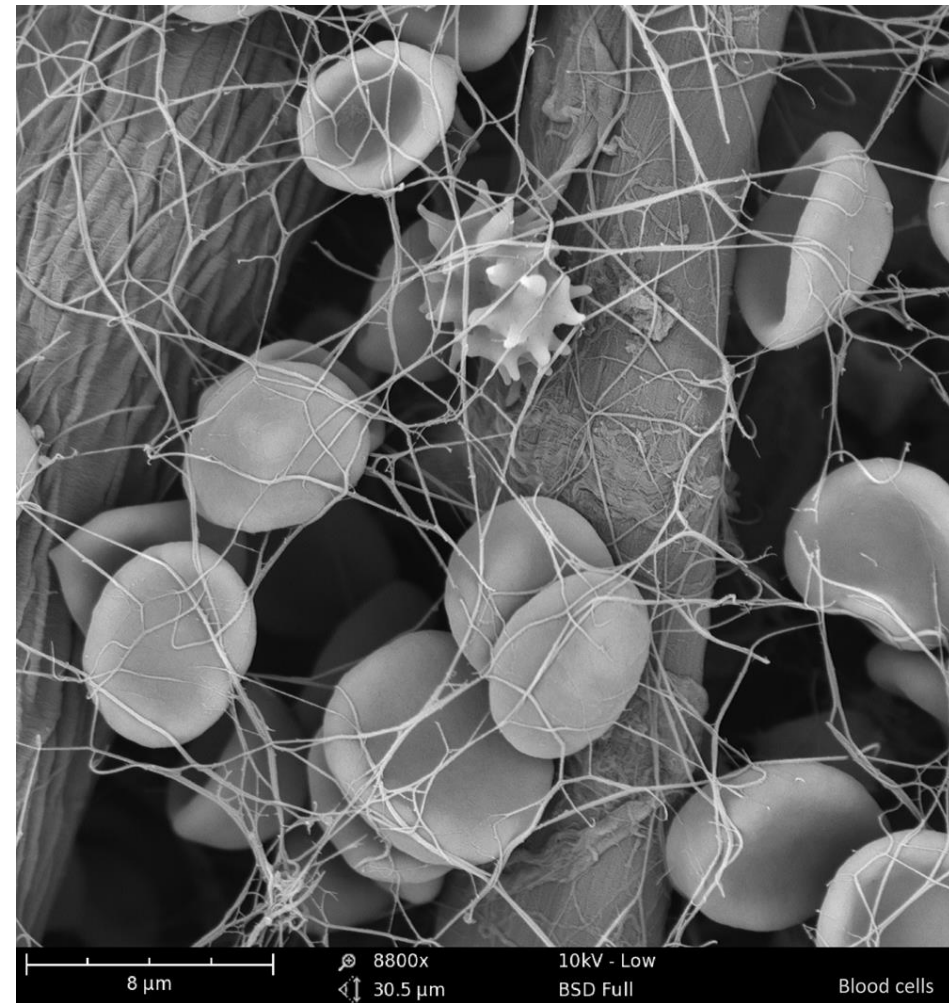
A szívizom morfológiája

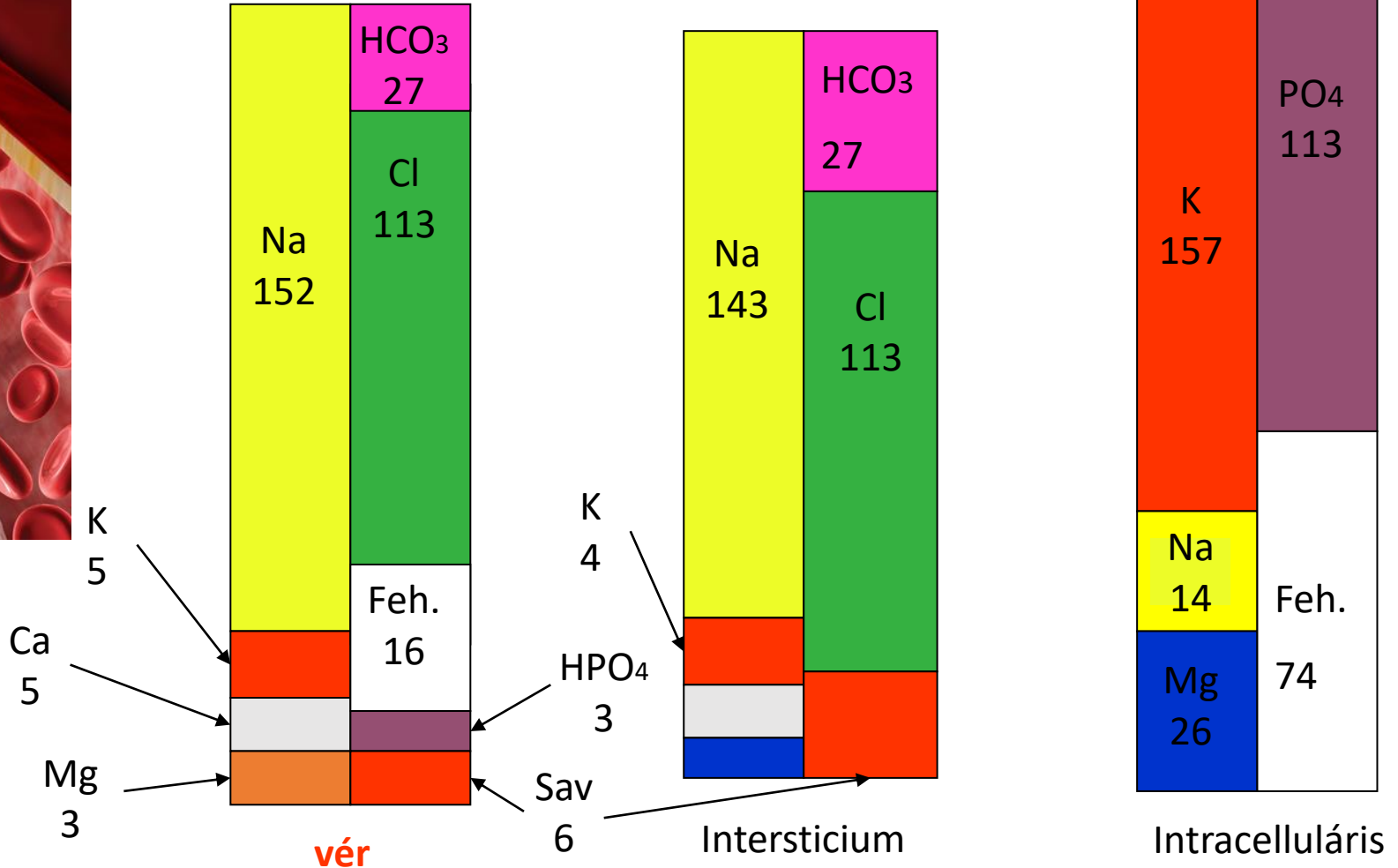
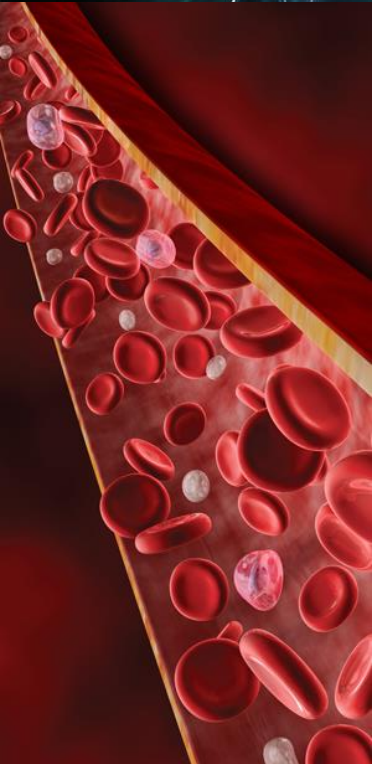
➤ *Vérplazma (56%)*

- Víz (93%)
- Ionok: Na^+ , K^+ , Ca^{2+} , HCO_3^- , PO_4^{3-}
- Molekulák: glükóz, zsírsavak, karbamid, húgysav, aminosavak, plazmafehérjék, albuminok, globulinok, fibrinogén, hormonok (%)

➤ *Sejtes elemek (44%)*

- Vörös vértestek
- Fehér vérszettek (neutrofil, eozinofil és bazofil granulociták, monociták, Limfociták)
- Vérlemezkék

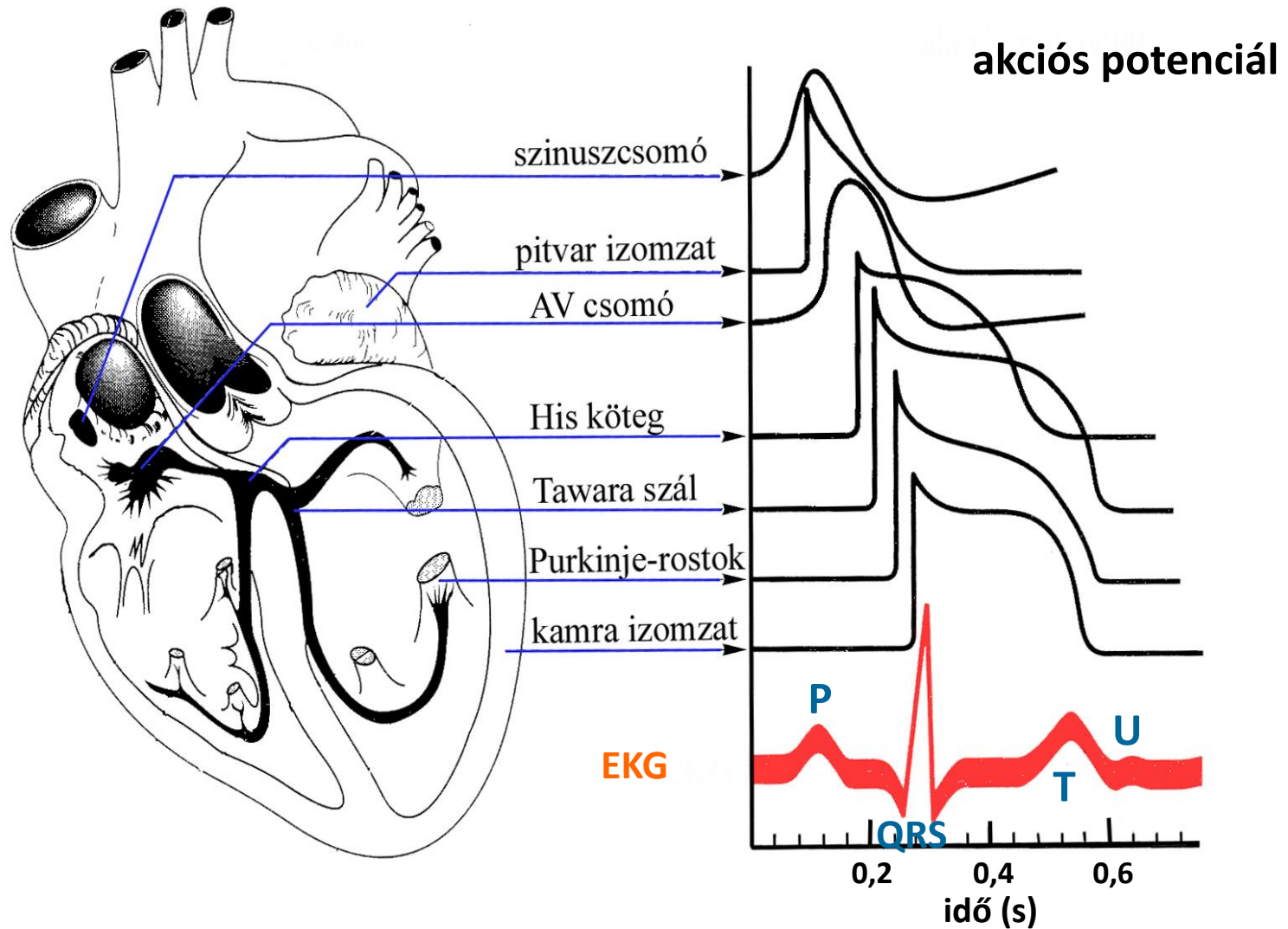




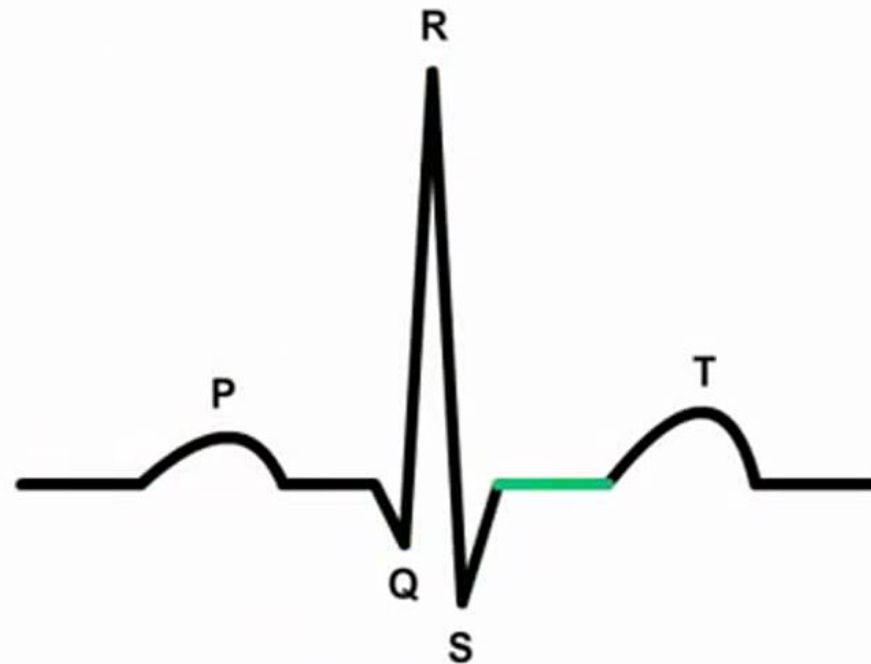
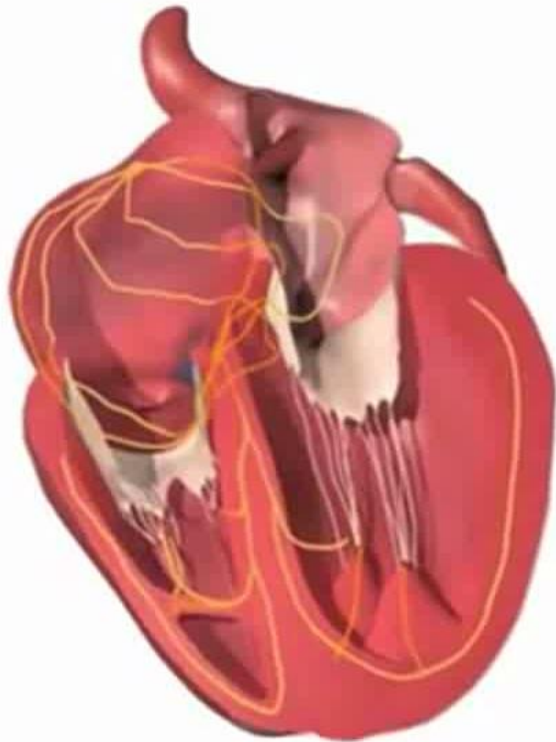
„Kellően hosszú idő” ~ 10 év

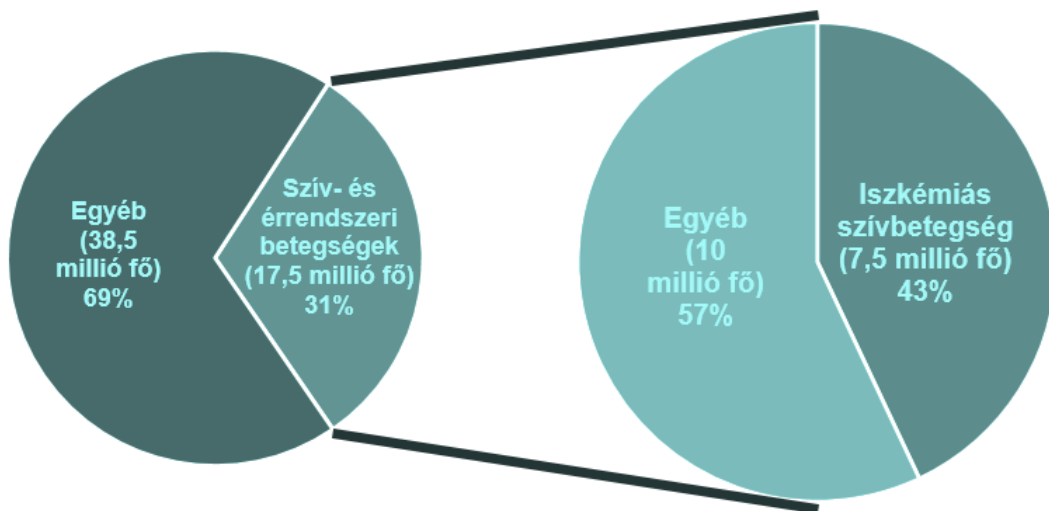


- Szívverés
 - 80/perc
 - 4.800/óra
 - 115.000/nap
 - 3.456.000/hónap
 - 42.048.000/év
- Lépés (5 km/nap 0,5m/lépés)
 - 10.000/nap
 - 300.000/hónap
 - 3.650.000/év
- Légzés (16/perc)
 - 23.040/nap
 - 691.200/hónap
 - 8.409.000/év
- Ujjak használata (100 karakter/perc 8 óra)
 - 6.000/óra
 - 48.000/nap
 - 1.440.000/hónap
 - 17.520.000/év

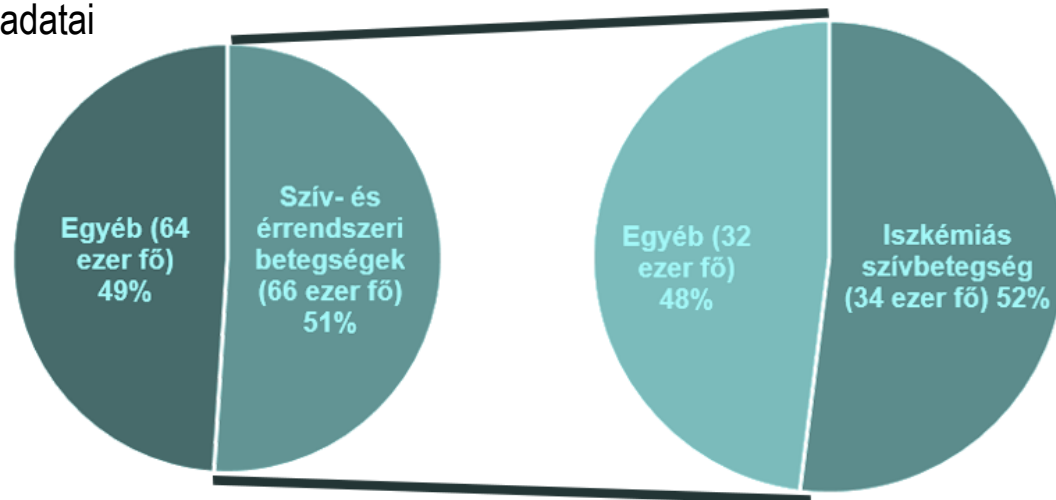


- Testfelszínen potenciál ingadozások detektálhatók
- Térfogati vezető az emberi test
- Unipoláris és bipoláris elvezetések





Egészségügyi Világszervezet (WHO) adatai alapján, 2012



Központi Statisztikai Hivatal (KSH) adatai alapján, 2012

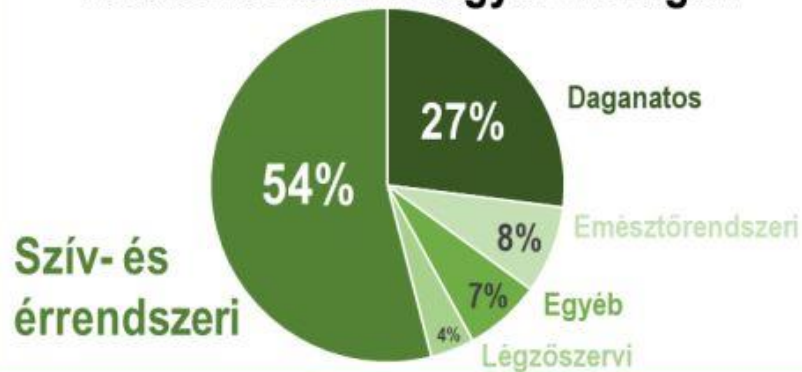
Minden 4. halálest
hátterében
érszűkület áll

Rizikófaktorok

Nőknél
gyakoribb az
előfordulása
hazánkban,
mint férfiaknál

Magyarországon minden 3. ember
szív- és érrendszeri megbetegedéssel küzd

Halálzási okok Magyarországon



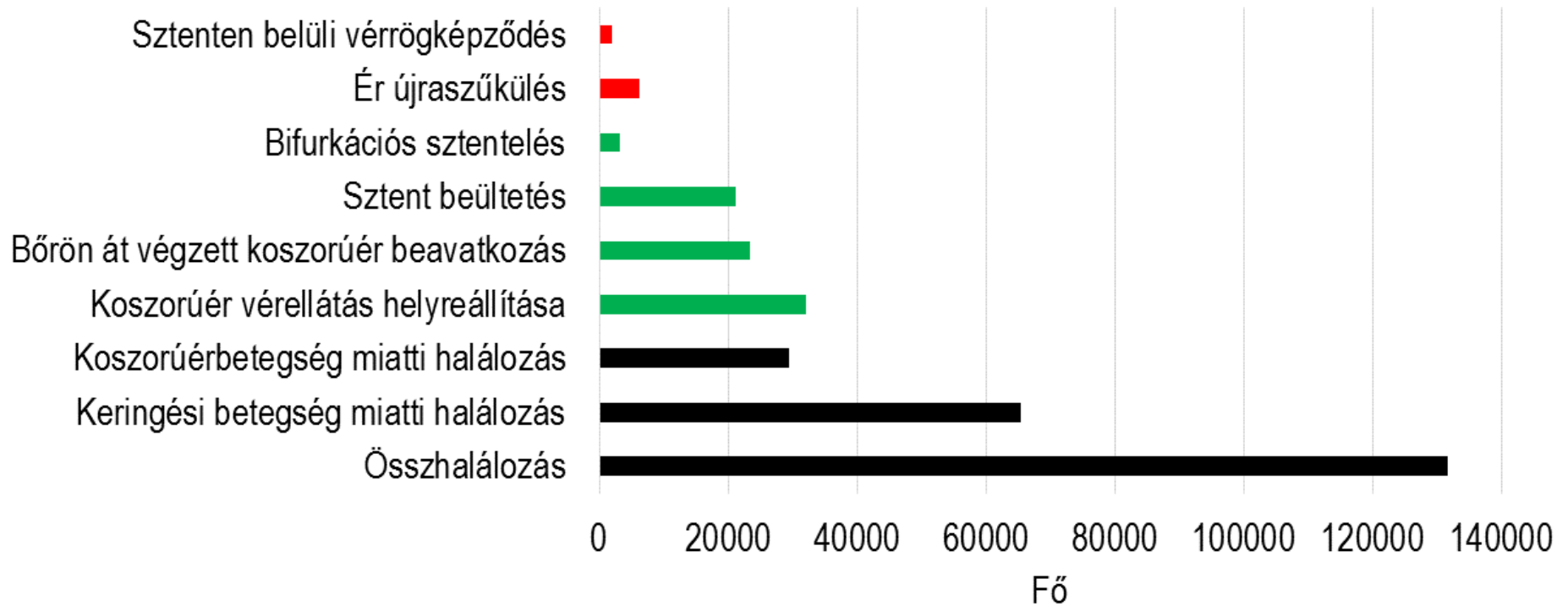
Rendszeres
szűrvizsgálatokkal
a súlyosabb komplikációk
megelőzhetők

Nem csak az idősebb
korosztály érintett

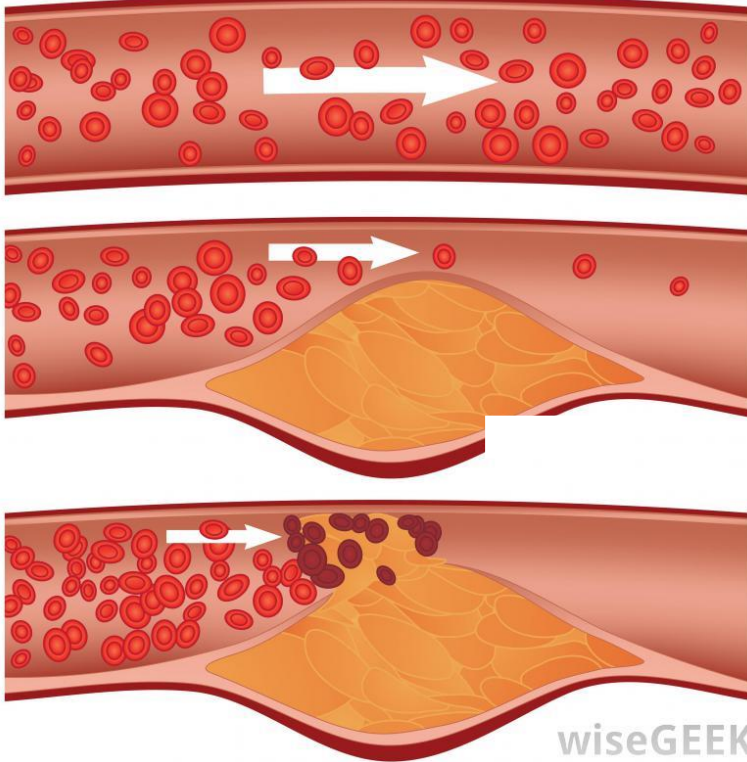


Évente
több
milliárd
forint
kezelésekre

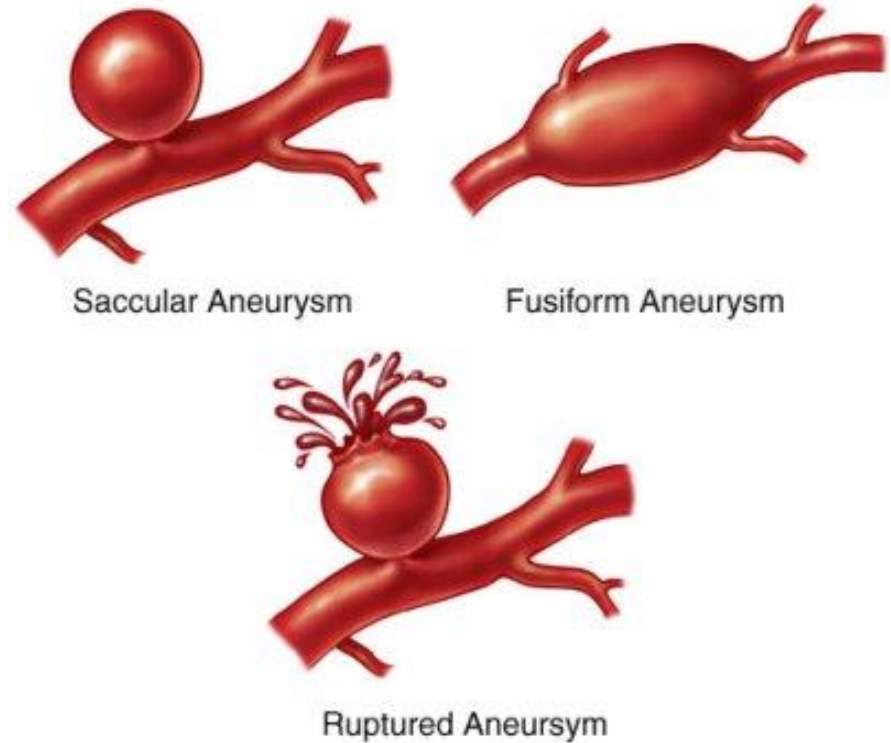




Érszűkület



Értágulat



Szív- és érrendszer

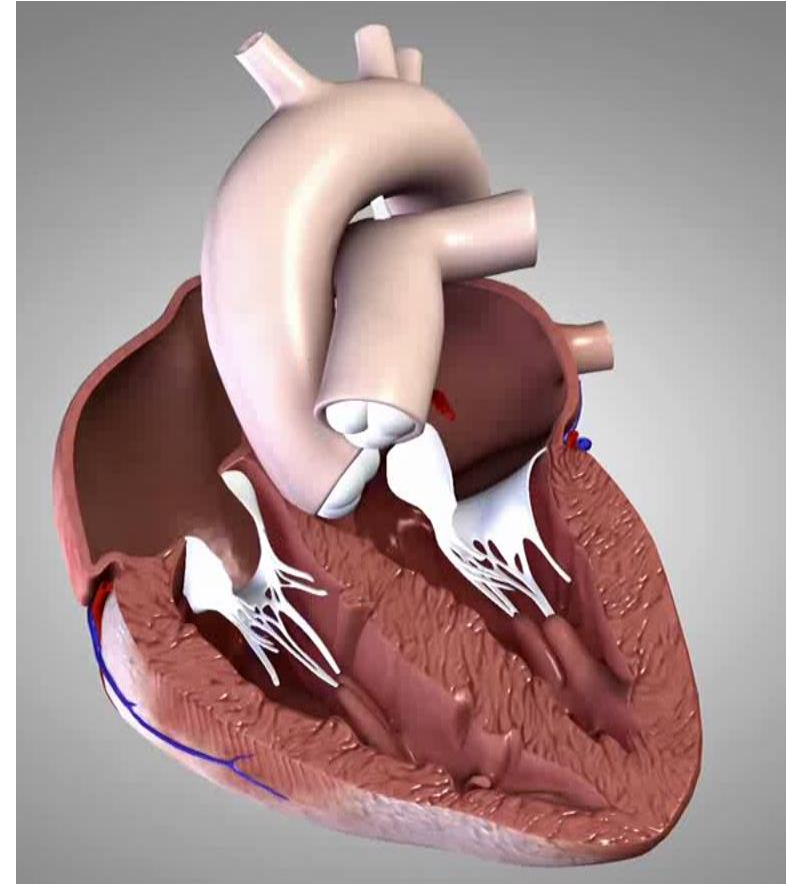
- Felépítése
- Ingerületképző és –vezető rendszer
- Halálozási statisztika
- Betegségek

Endovaskuláris eszközök

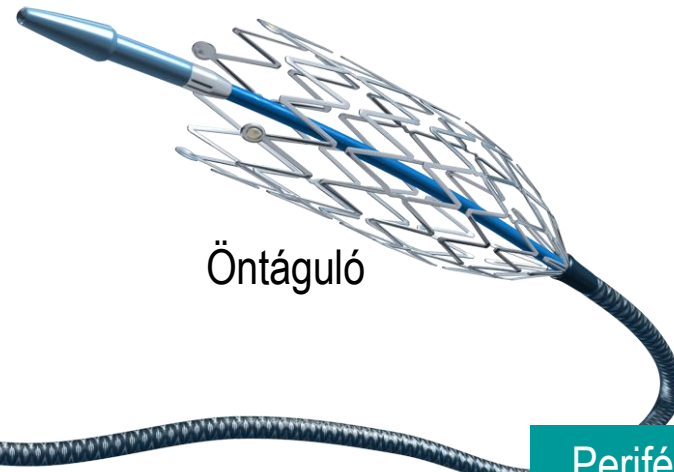
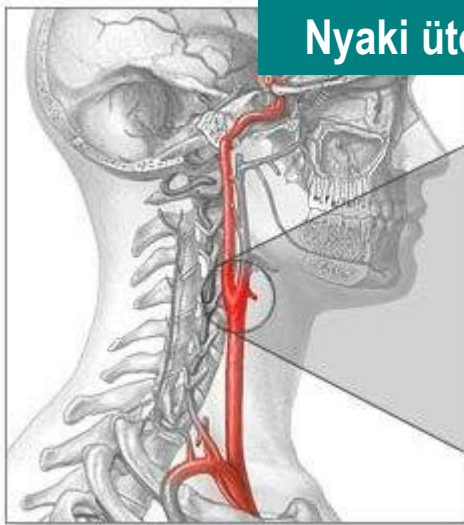
- Érszűkület kezelése
- Értágulat kezelése
- Alapanyagok, gyártástechnológia

Szívgyógyászati eszközök

- Pacemaker
- Beültethető defibrillátor
- Műbillentyűk
- Műszívek



Nyaki ütőér szűkület

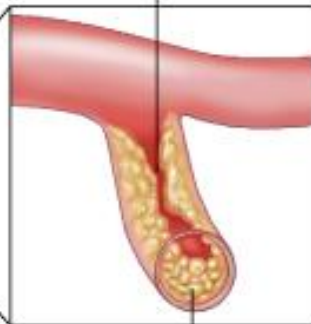
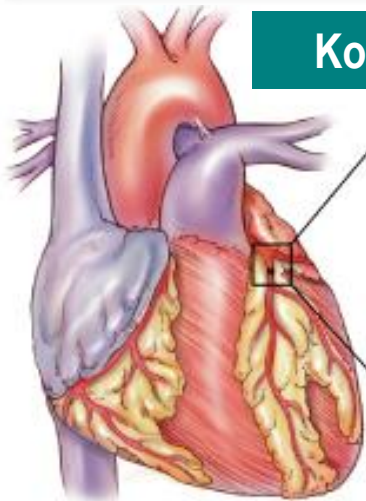


Öntáguló

NiTi

Perifériás sztent

Koszorúérszűkület

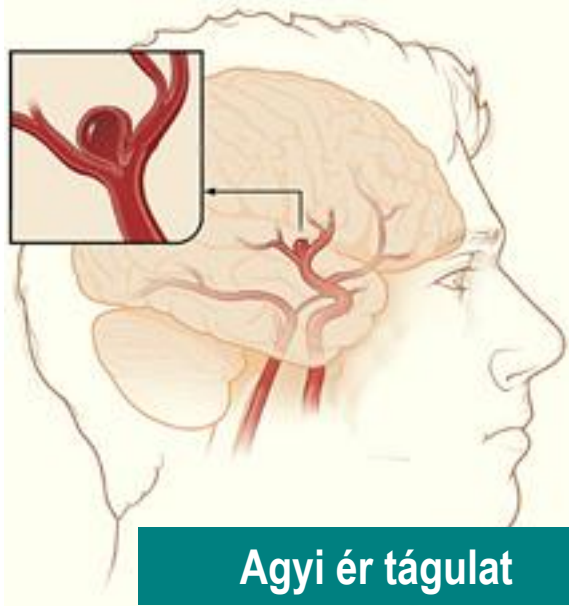


Plakk

Ballonos tágítású

SS
CoCr
PtCr
PLA
Mg

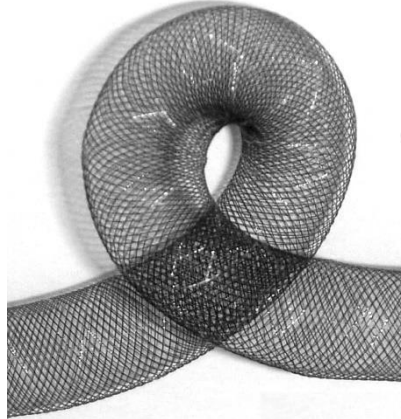
Koszorúérszent



Agyi ér tágulat

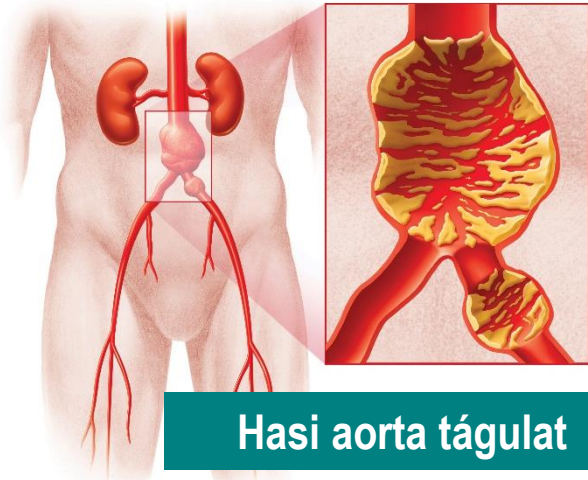
CoCr, NiTi

Áramlasmódosító sztent



NiTi

WEB



Hasi aorta tágulat

NiTi + ePTFE

Sztent graft



Background

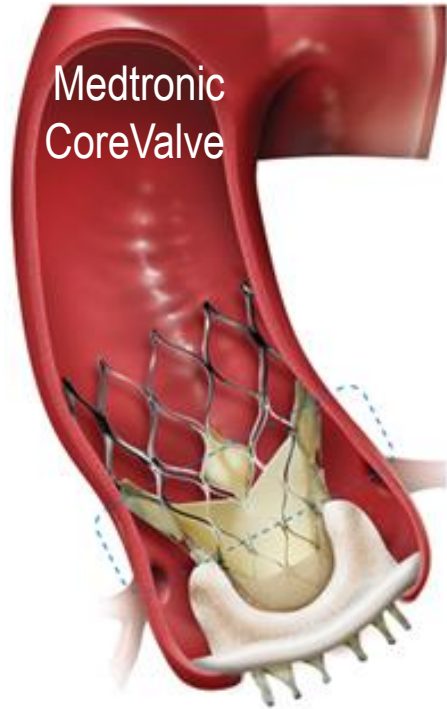
St. John Hospital 1st in State to Offer Revolutionary Treatment for Complex Brain Aneurysms

Doctors at St. John Hospital and Medical Center are now using a revolutionary new treatment for patients suffering from complex large brain aneurysms. The first patient in Michigan was recently treated at SJH&MC using what's known as the Pipeline Embolization Device.

Recently approved by the Food and Drug Administration, the Pipeline Embolization Device is a stent-like device that makes it possible for physicians to treat large or giant, wide-necked aneurysms, the most complex and dangerous brain aneurysms, using minimally invasive techniques.

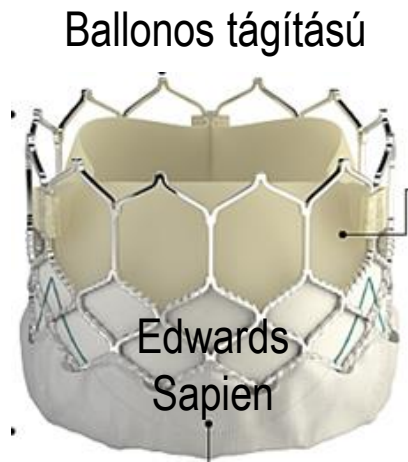
CoCr + sertés, marha
NiTi pericardium

Aorta műbillentyű



Medtronic CoreValve

Öntáguló



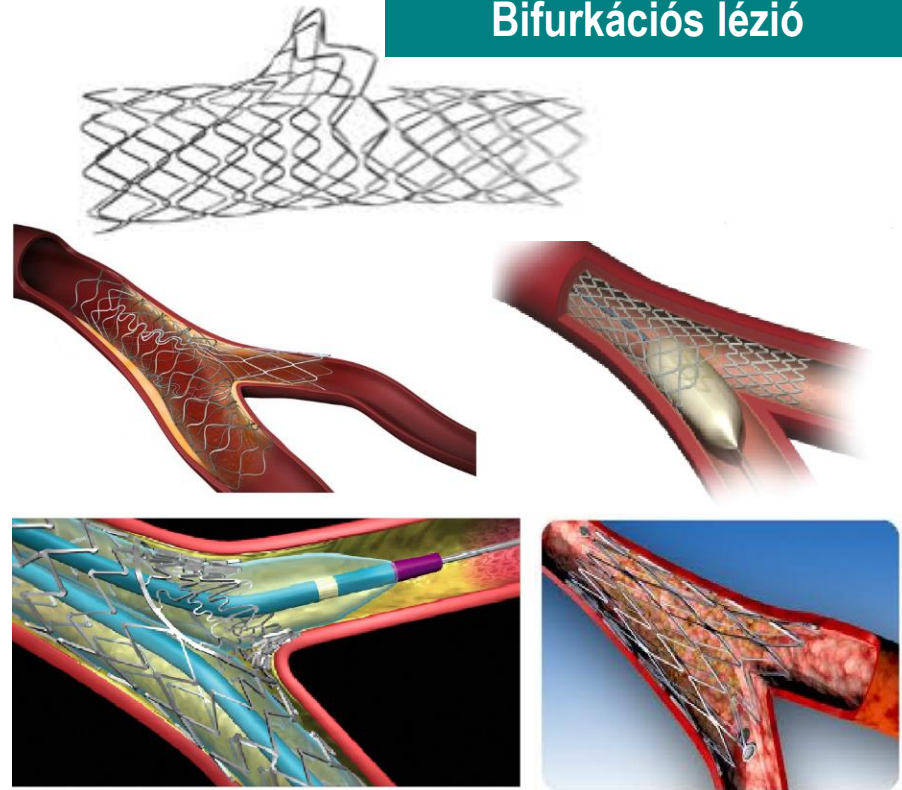
Ballonos tágítású

Edwards Sapien

Aortabillentyű betegség

TAVI – Transcatheter Aortic Valve Implantation

Bifurkációs lézió



Dedikált bifurkációs sztent

+Hatóanyag bevonat

SS
CoCr
NiTi

Perkután transzkatéteres műbillentyű implantáció (TAVI)

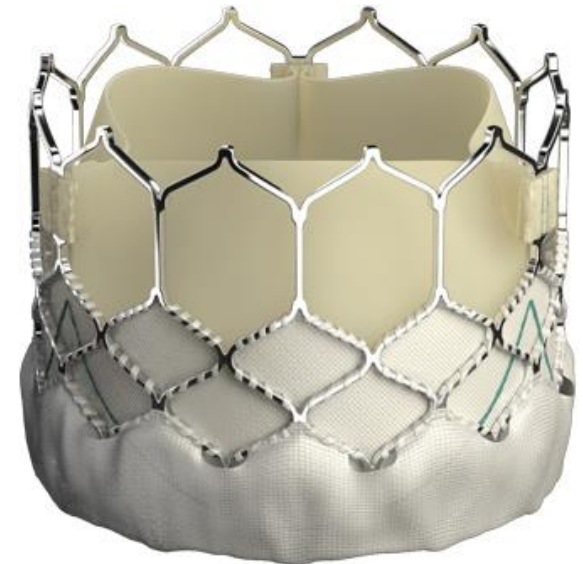
- aorta sztenózis oka: veleszületett, időskori, reumás láz
- 2002: első beültetés



Core Valve
sertés szívburok + NiTi



Edwards SAPIEN XT
marha szívburok + CoCr + PET

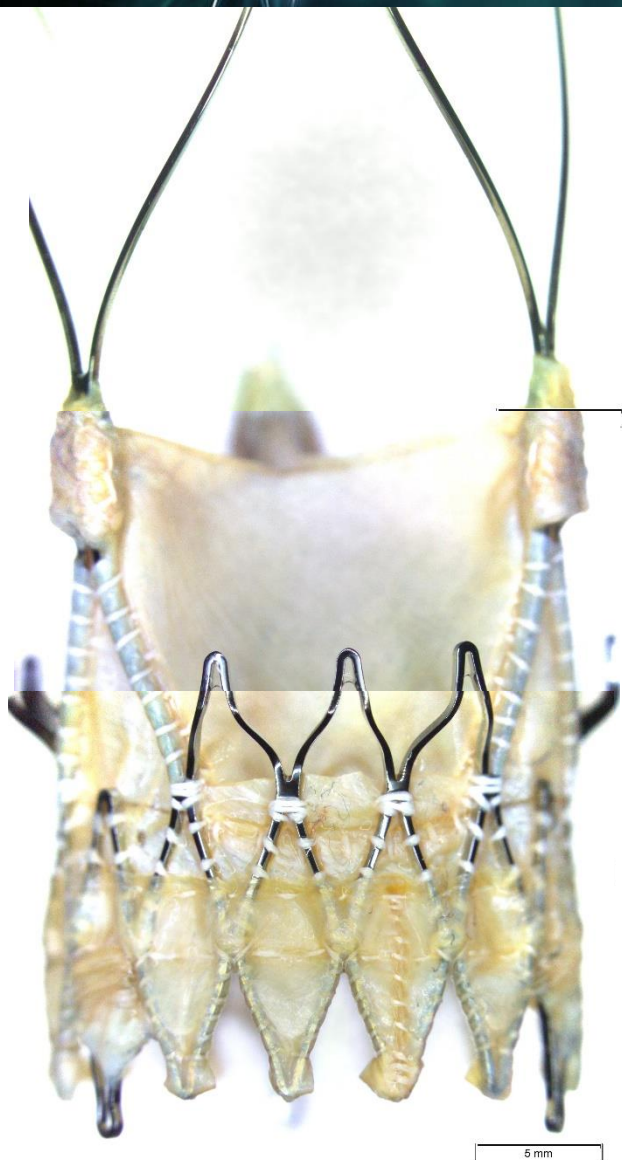


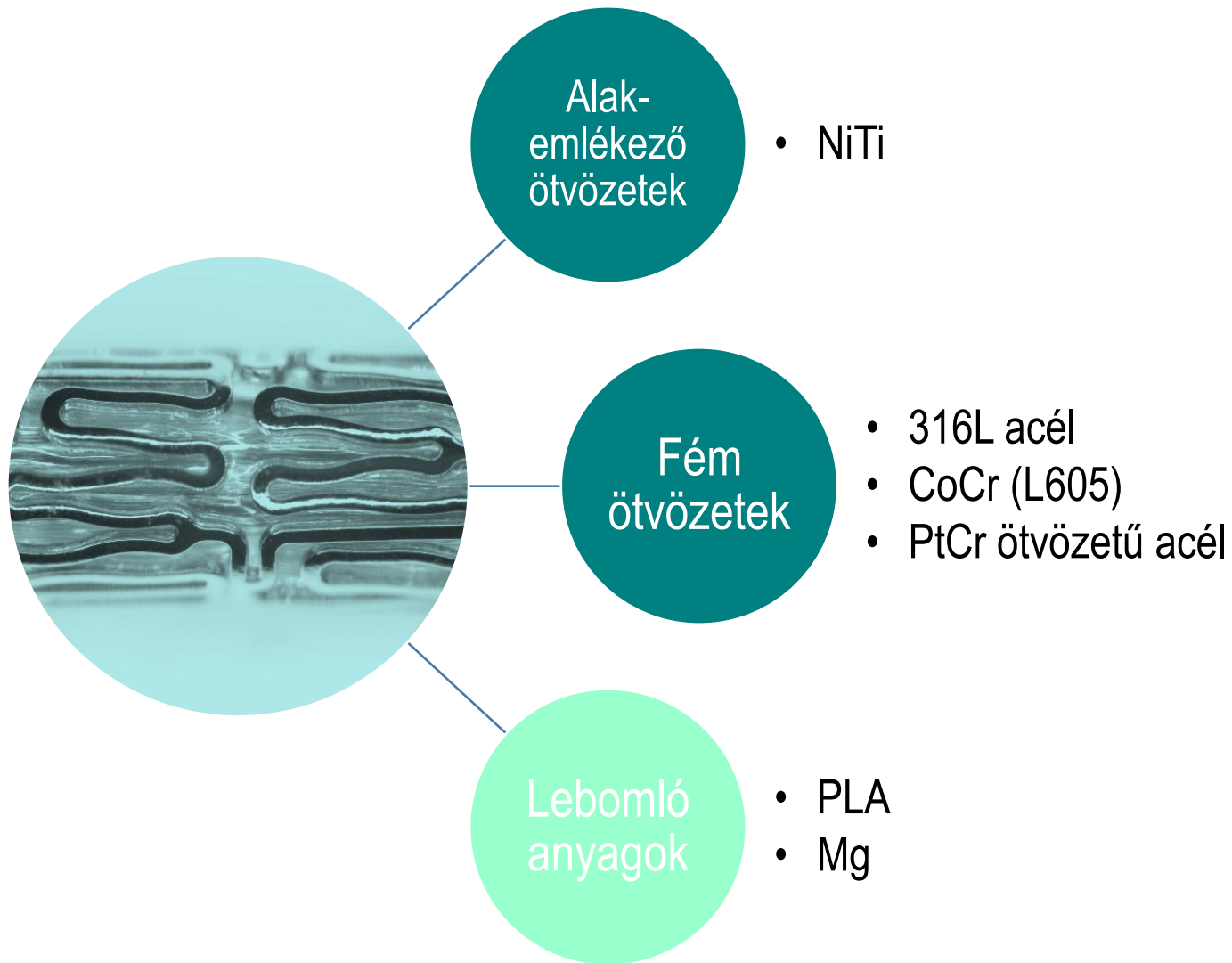
ACURATE *neo*™

Aortic Valve System



valve







Alapanyag

Ideális koszorúérszent alapanyag

Összenyomható

Tágítható

Flexibilis

Szilárd

Gyártható

Tartós

MRI kompatibilis

RTG-sugár elnyelő

Hemokompatibilis

Korrózióálló

Finom felületű

Polimeradhézió

Előgyártmány

Huzal

Cső

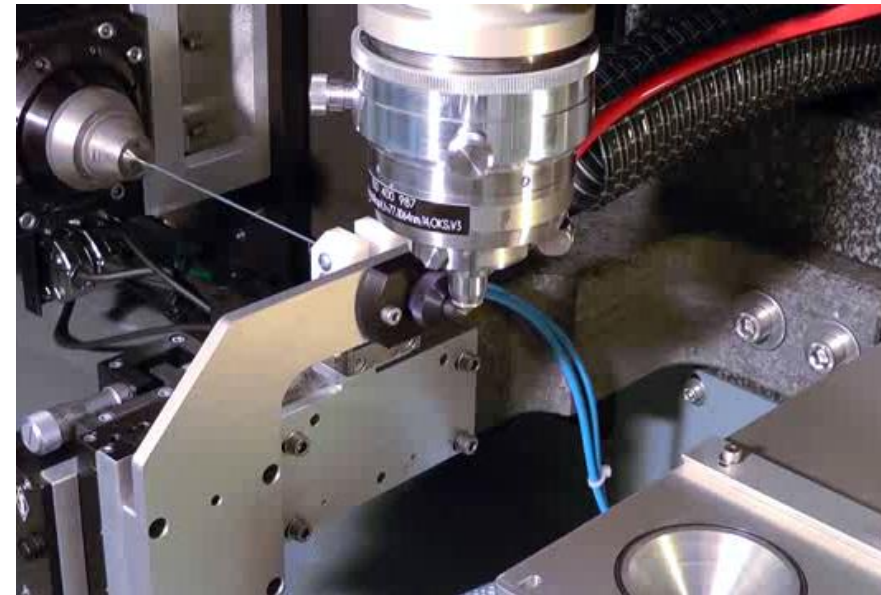
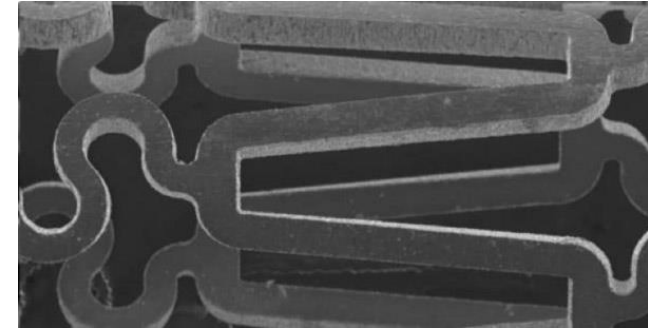
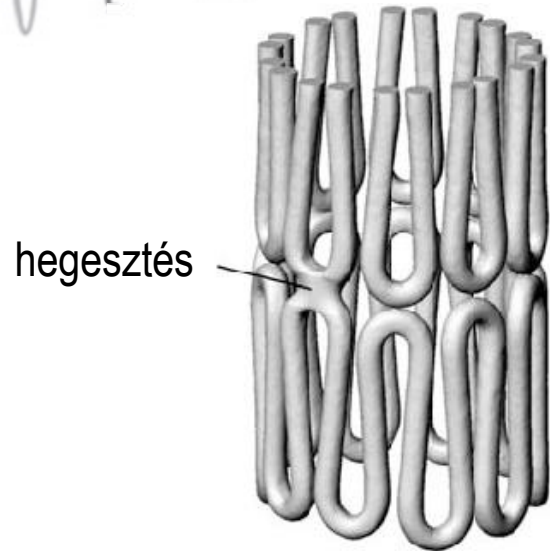
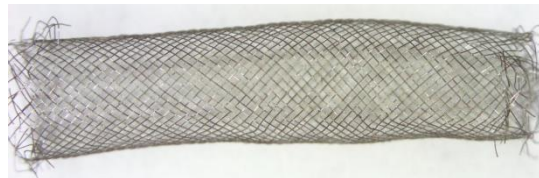
Szövés

Lézersugaras
vágás

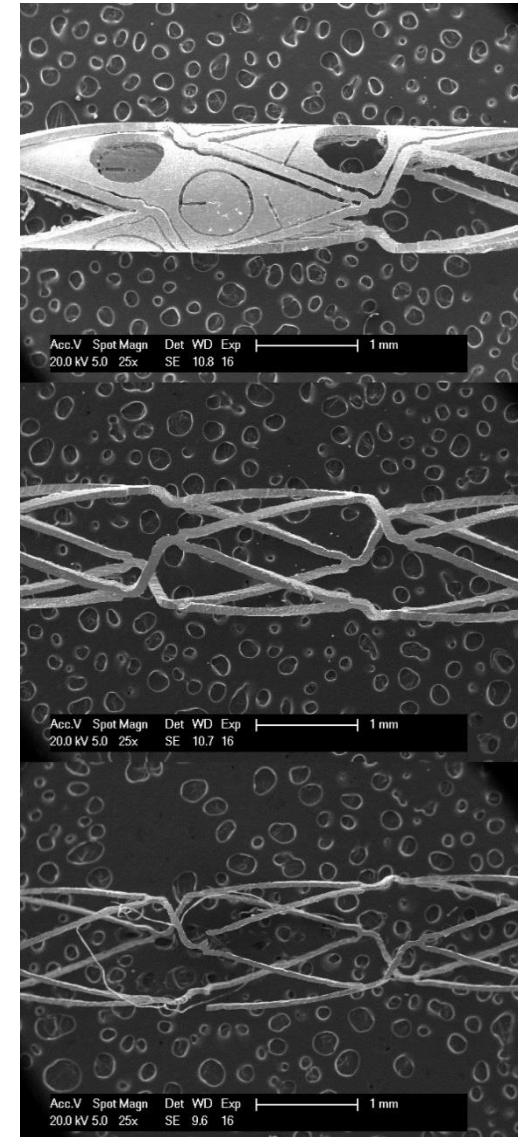
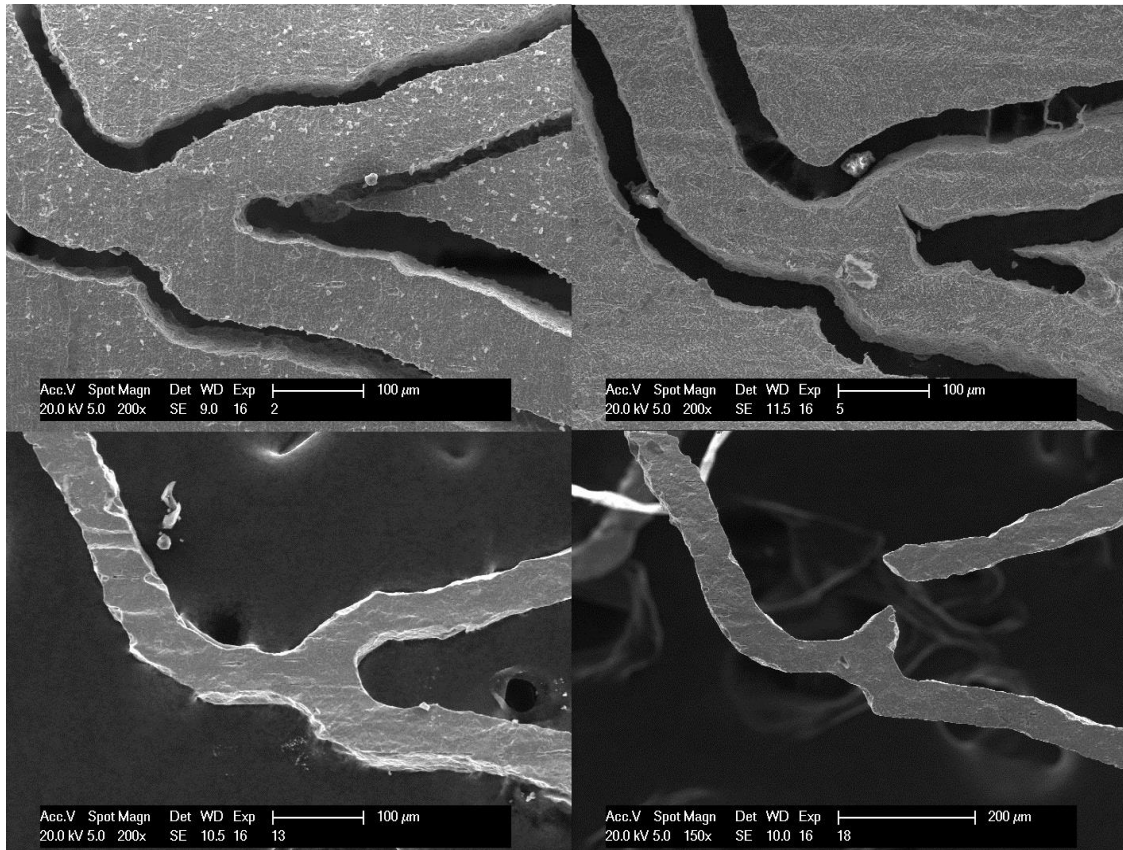
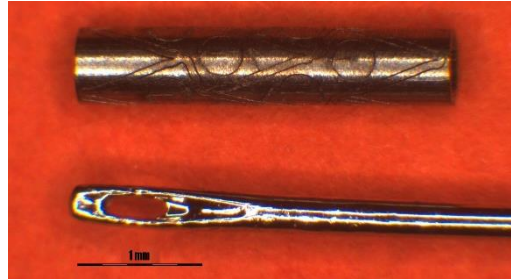
Sodrás

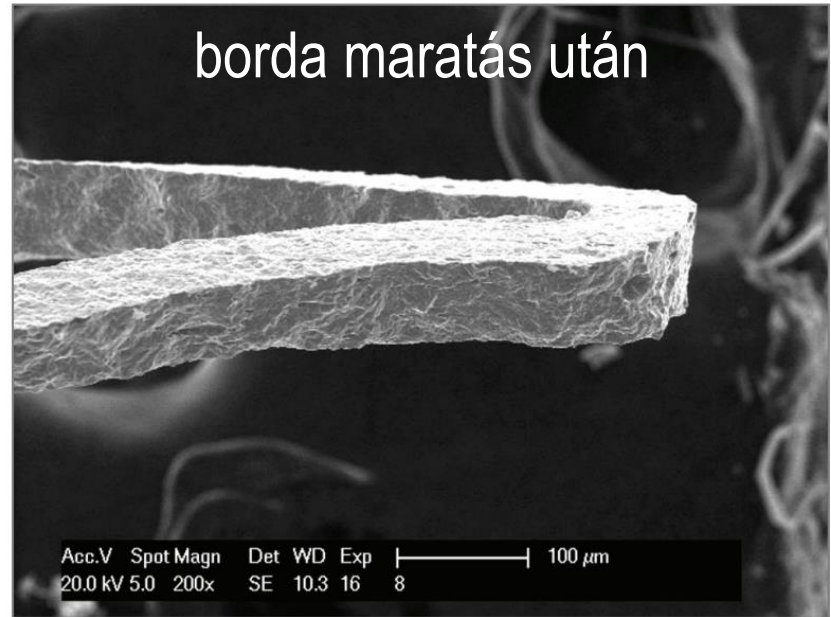
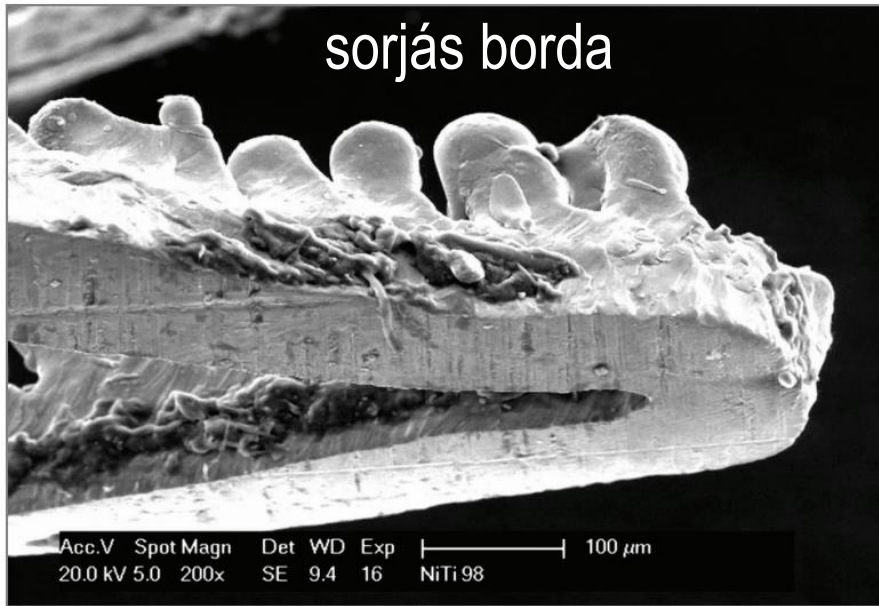
Tekercselés

Mikro-
hegesztés



NiTi sztent
patkány-
kísérletekhez





28 nappal
beültetés
után

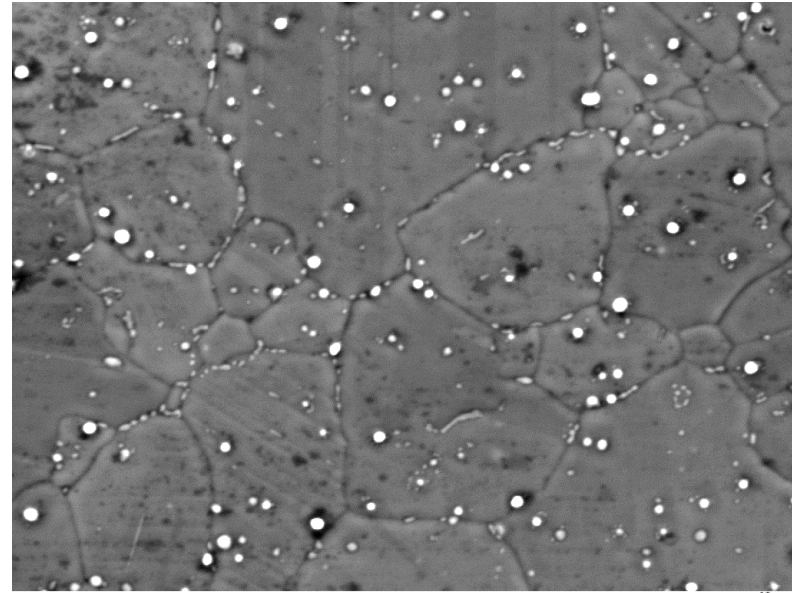


- 316L(VM) Cr-Ni-Mo ötvöztetésű, ausztenites korrózióálló acél, Biolan, 1.4441, X2CrNiMo18-14-3 (ISO 5832-1)

Ötvöző	Tömegarány (%)	Funkció
Cr	17,0-19,0	Felületi passzív oxidréteg elősegítése (ha >28% → szemcsehatár menti korrózió)
Ni	13,0-15,0	Ausztenites szerkezet stabilizálása
Mo	2,25-3,0	Lyukkorrózióval szembeni ellenállás javítása (túl sok Mo → ridegedést okoz)
Mn	max. 2,0	
Si	max. 1,0	
Cu	max. 0,50	
N	max. 0,10	
C	max. 0,030	Szemcsehatár menti korrózió elhanyagolható
P	max. 0,025	
S	0,010	

- L605 CoCr, Co-Cr-W-Ni, Haynes-25, Stellite 25 (ASTM F90, ISO 5832-5)

Ötvöző	Tömegarány (%)
Cr	19,0-21,0
W	14,0-16,0
Ni	9,0-11,0
Fe	3,0
Mn	1,0-2,0
Si	0,40
C	0,05-0,15
P	0,04

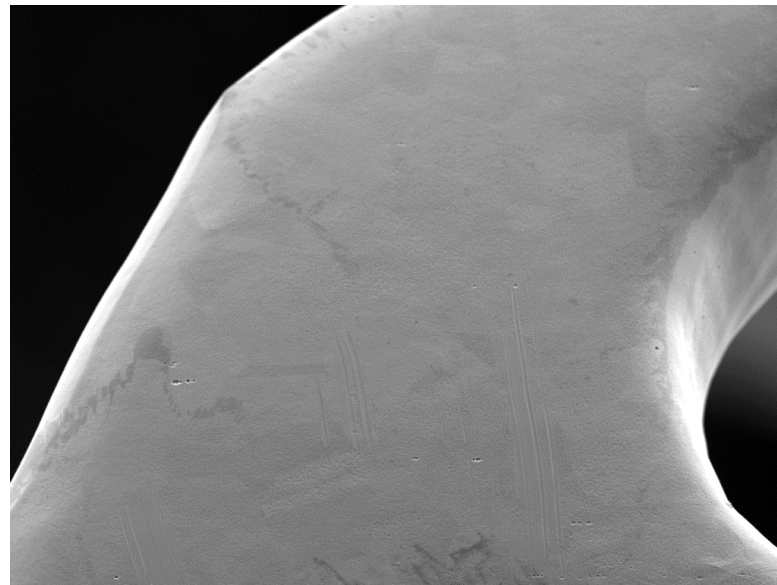


L605 CoCr sztent felülete

$R_e > 470 \text{ MPa}$

- Pt-Fe-Cr, Nincs szabvány

Ötvöző	Tömegarány (%)
Pt	32,5-33,5
Cr	17,5-18,5
Ni	8,5-9,5
Mo	2,43-2,83
Si	max. 0,10
Mn	max. 0,05
Cu	max. 0,02
P	max. 0,01
N	max. 0,01
C	0,003-0,023



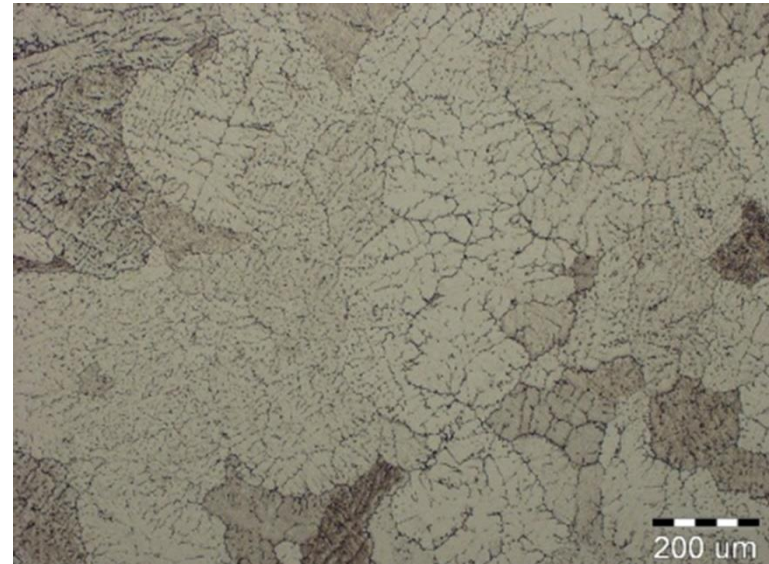
PtCr sztent felülete

- NiTi ötvözet, ASTM F 2063

Ötvöző	Tömegarány (%)
Ni	54,5-57,0
C	max. 0,070
Co	max. 0,050
Fe	max. 0,050
Nb	max. 0,025
Cu	max. 0,010
Cr	max. 0,010

Pontos összetétel → kis szórás

$$R_m > 551 \text{ MPa}$$



Ni50.6-Ti

Szükséges: homogén mikroszerkezet

- 1932 - Arany-Kadmium (Arne Ölander)
- 1938 - Sárgaréz
- 1950 - Indium-Titán
- 1961 - **Nikkel-Titán** + **Naval Ordnance Laboratory** → Nitinol
(William J. Buehler & Frederick Wang)

AuCd

CuAlNi

CuZn

TiNiCu

FeMnSi

AgCd

CuSn

NiTi

NiAl

TiNiV

FePt

CuAlBe

InTl

FePd

CuAlMnZr

CuZnAl

MnCu

TiTa

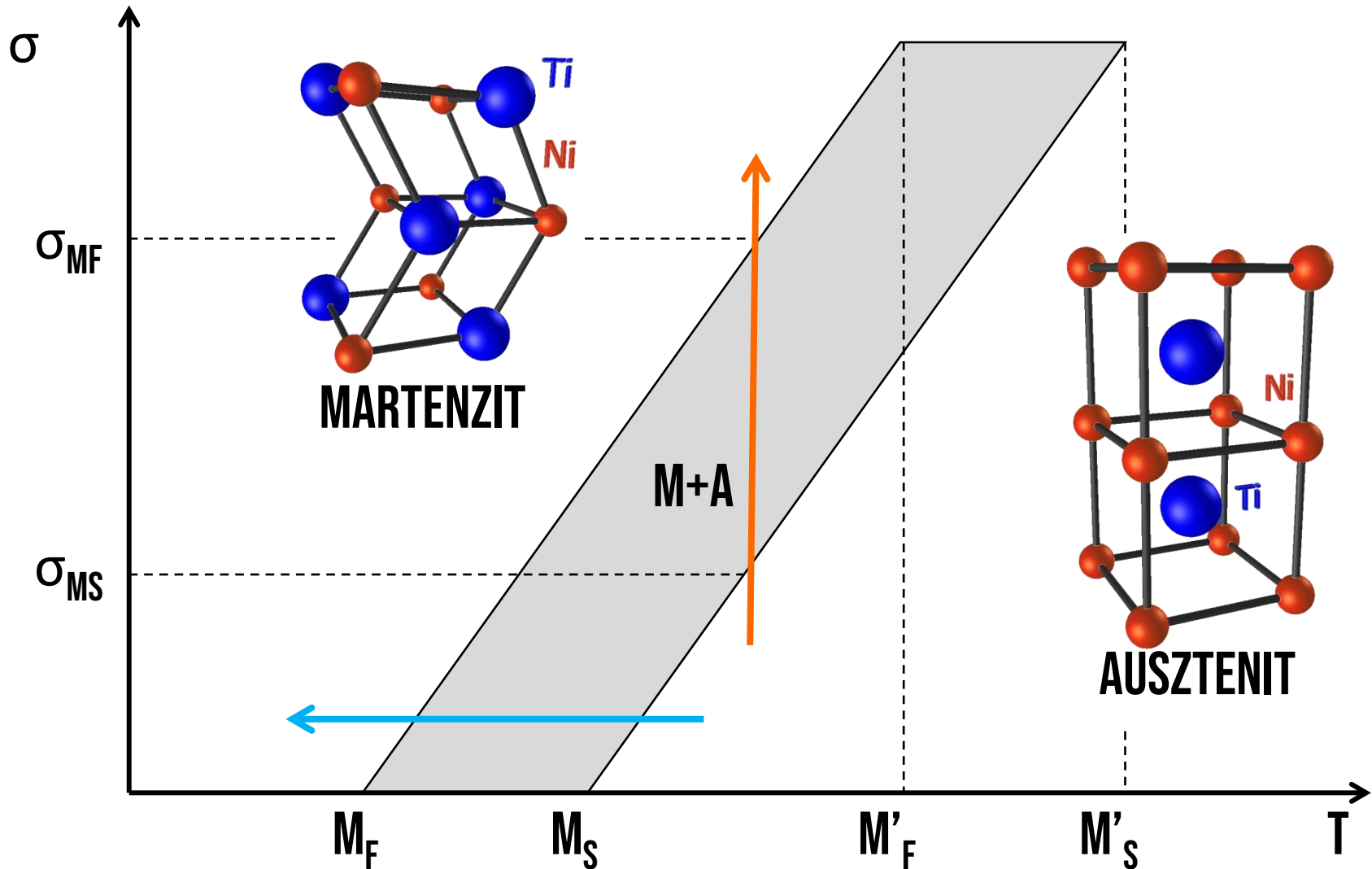
CuAlMn

TiNiHf

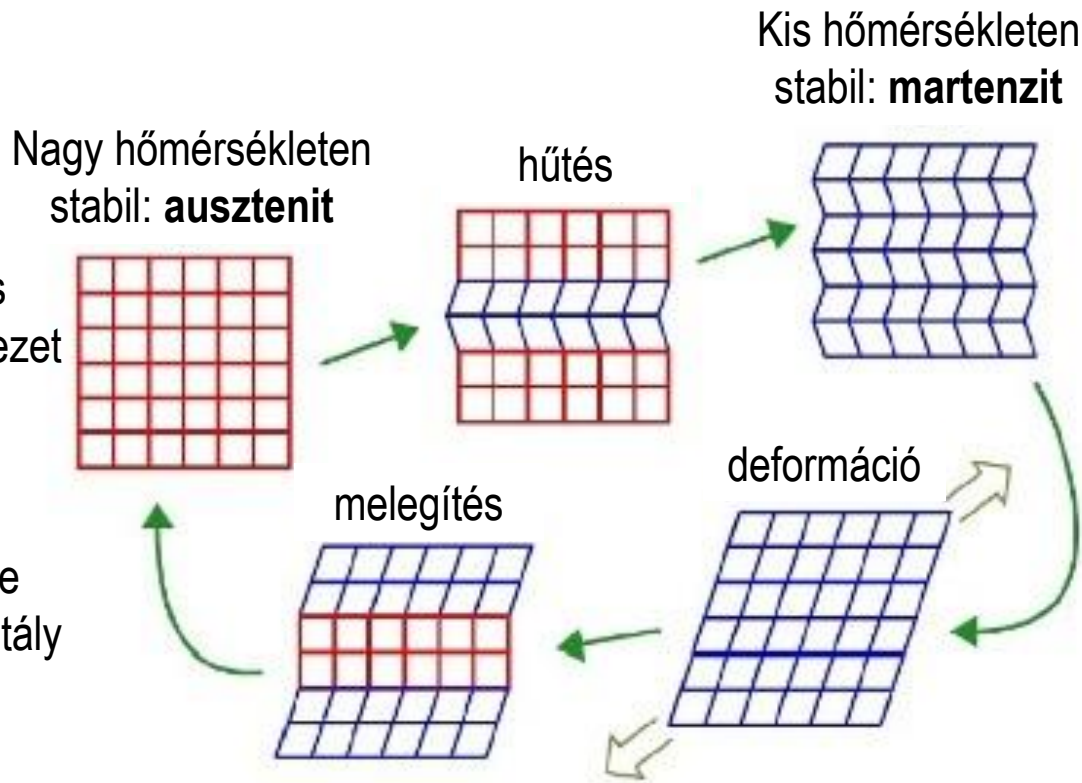
- Az alakemlékező ötvözetek a fémes anyagoknak az a csoportja, amelyek képesek egy előzetesen definiált alakot ismételten felvenni megfelelő hőfolyamatok hatására



- Az alakemlékező ötvözetek különböző terhelések hatására alakváltozást szenvednek. Ez az alakváltozás azonban alapvetően különbözik a hagyományos fémötvözetek esetében jól ismert hőtágulás, vagy a húzó, nyomó terhelések által okozott alakváltozástól az alábbiak miatt:
 - Az **alakváltozás folyamata** az alakemlékező ötvözetek anyagszerkezetében a kristályszerkezet átrendeződésével, azaz **fázisátalakulással** magyarázható.
 - **Kisebb terhelés** hatására is **drasztikus hosszváltozás**, vagy más alakváltozás váltható ki.
 - Az alakváltozás **nem vezet** az alakemlékező ötvözet **károsodásához**, sőt, az alakemlékező ötvözet ismételten (több tízezerszer vagy akár több milliószor) képes elviselni drasztikus alakváltozást az anyag károsodása nélkül



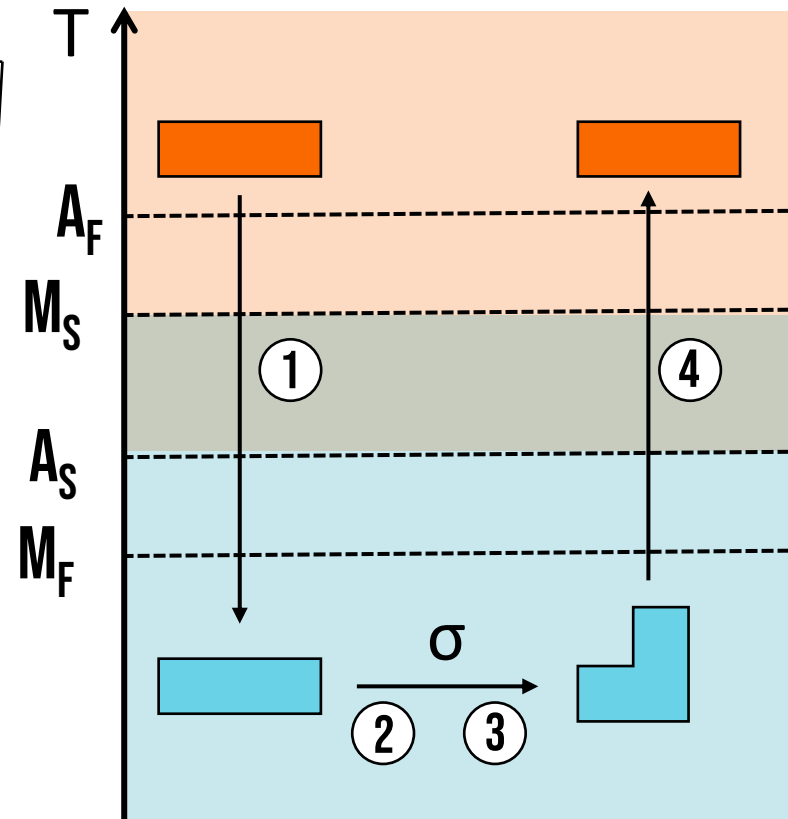
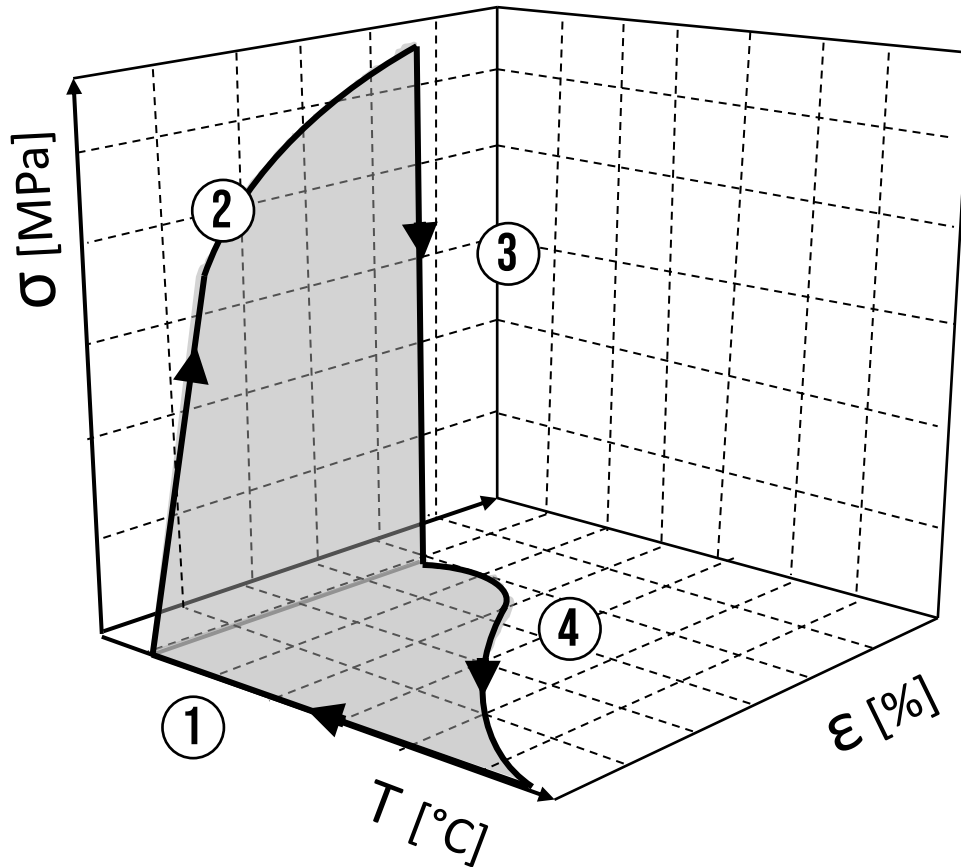
- Szimmetrikus kristályszerkezet
- Köbös elemi cellák szögei merőlegesek
- Emiatt egyféle ausztenit kristály változat



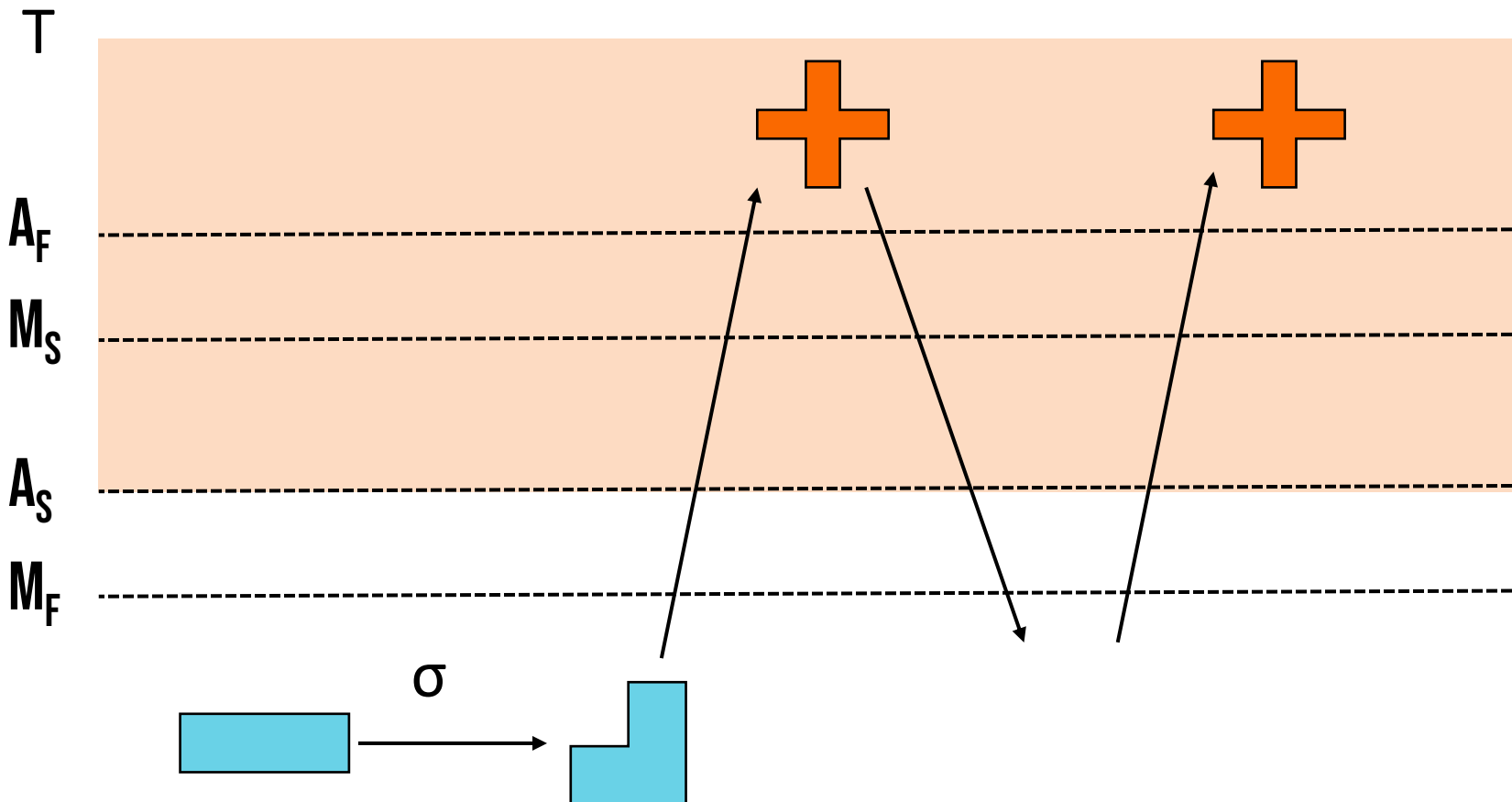
- Elemi cellák szögei nem merőlegesek
- Szomszédos (ikerkristály) rétegek orientációja kétféle lehet: ellentétes, azonos
- Emiatt többféle martenzit kristály változat
- Kristály orientáció befolyásolható: martenzit átalakulás közben külső terheléssel

- NiTi: ~55% Ni, ~45% Ti

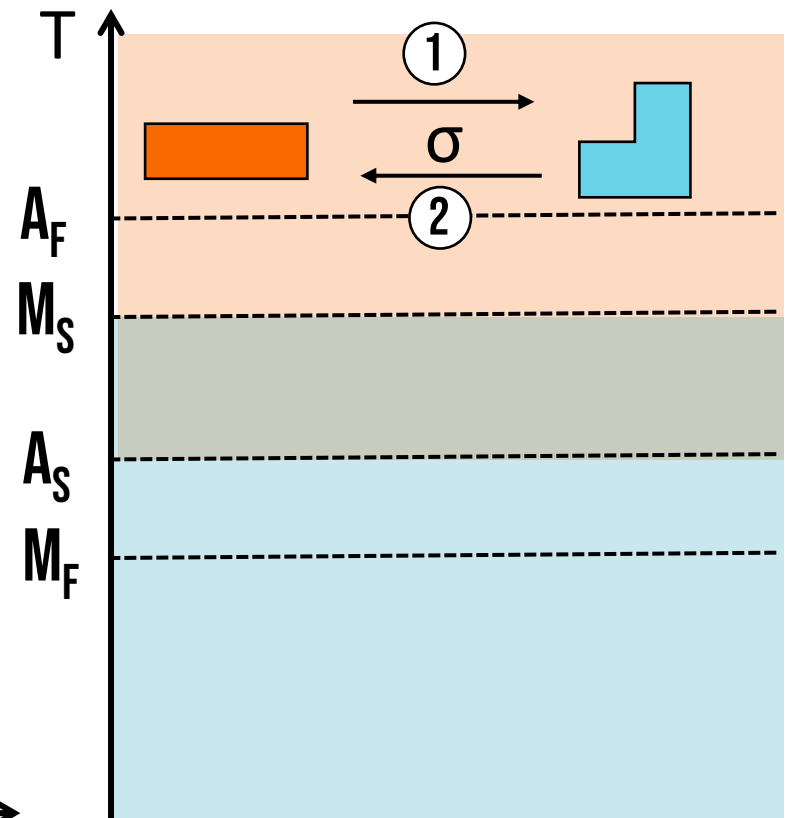
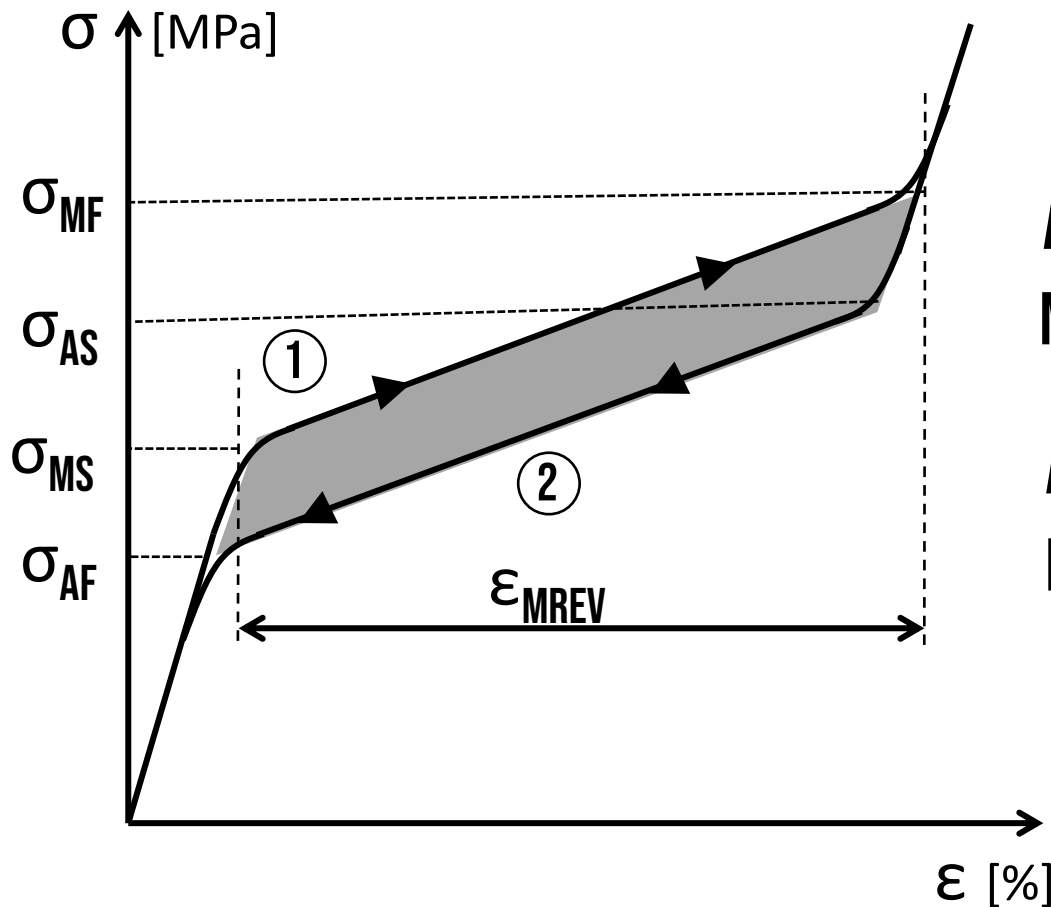
- HEVÍTÉS HATÁSÁRA JÖN LÉTRE



- HEVÍTÉS ÉS HŰTÉS HATÁSÁRA JÖN LÉTRE
- TELÍTŐDŐ MARADÓ ALAKVÁLTOZÁS MIATT



- AKÁR 3-8%-OS REVERZIBILIS ALAKVÁLTOZÁS
- IKERKÉPZŐDÉSSEL JÁRÓ MARTENZITES ÁTALAKULÁS

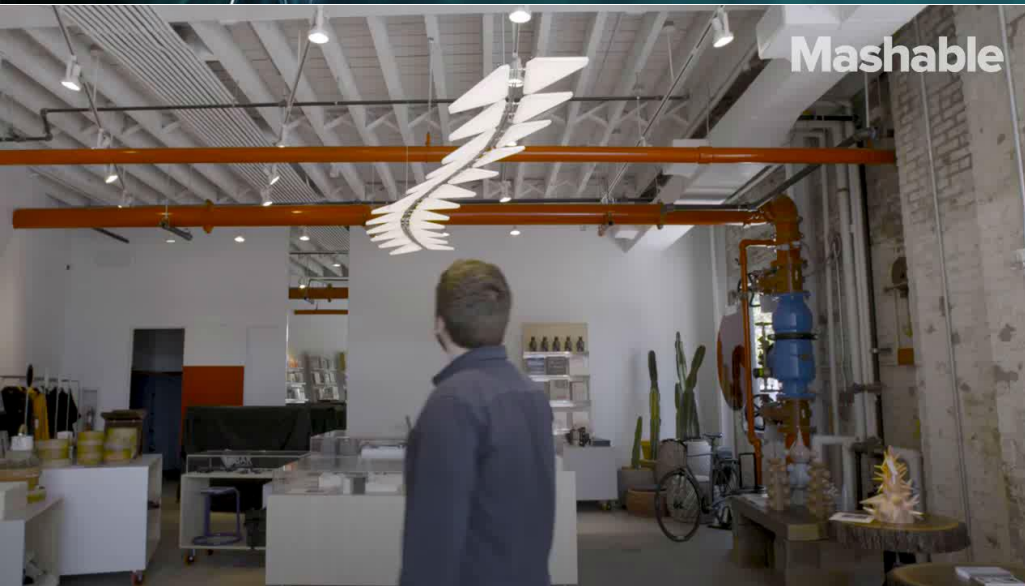


- Bűvészlükkök



- Ékszerek



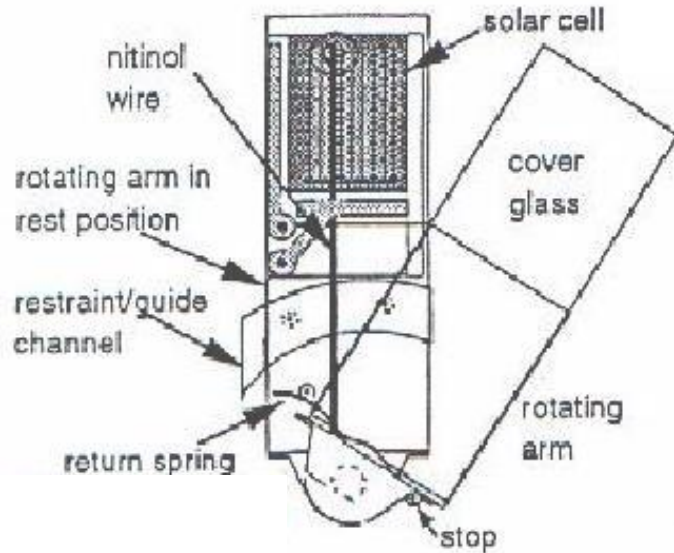
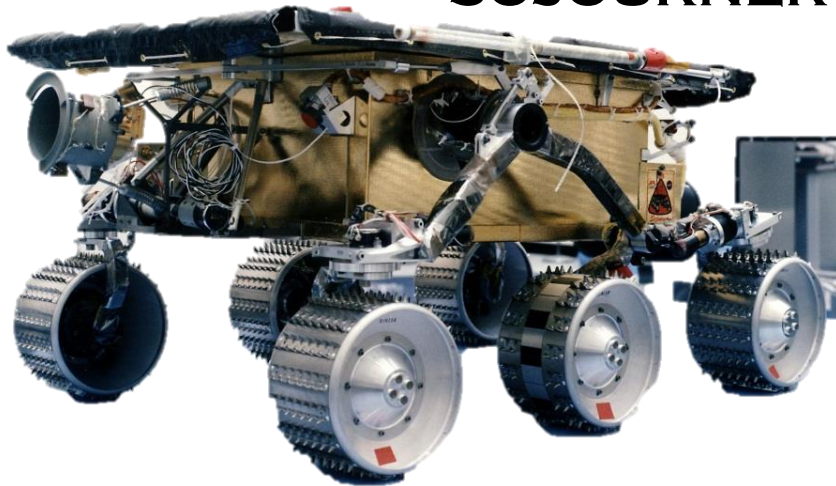


- Design elemek

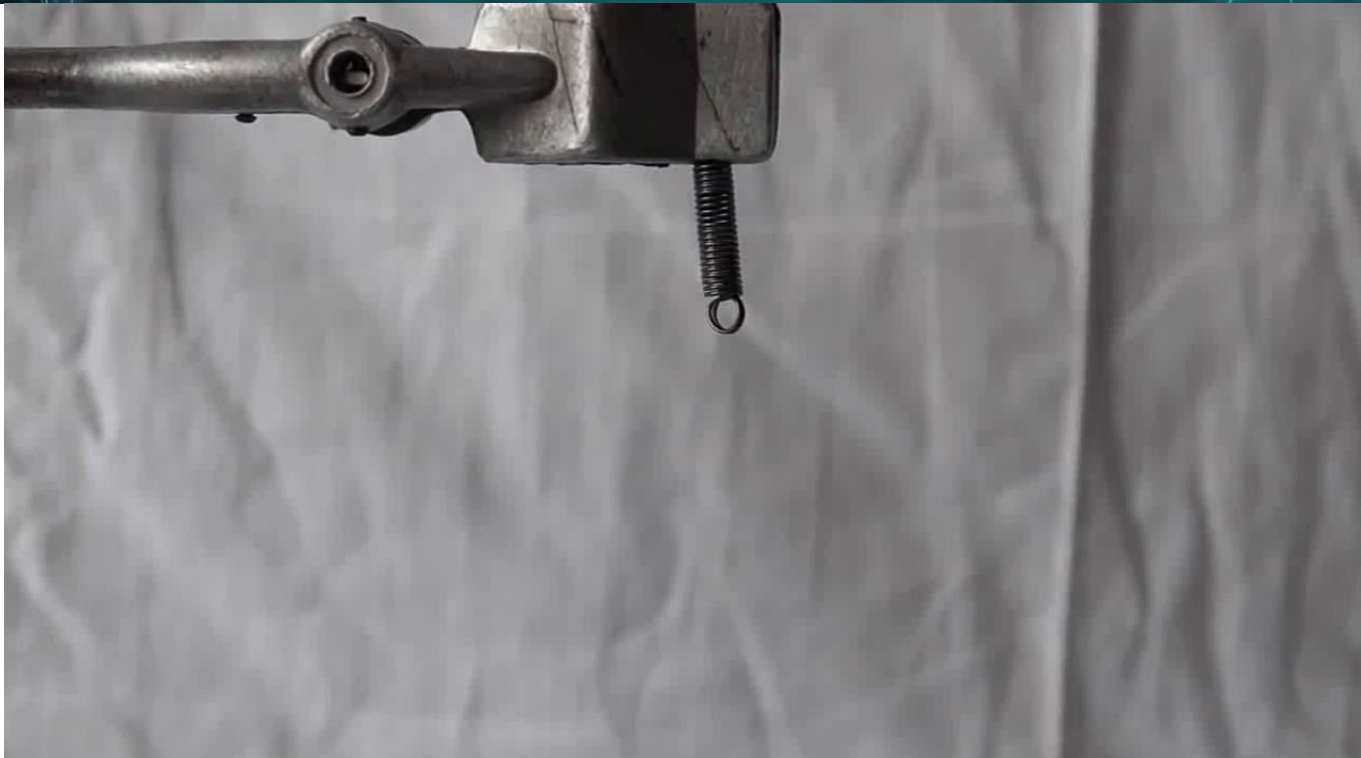


MARS AUTÓ

SOJOURNER







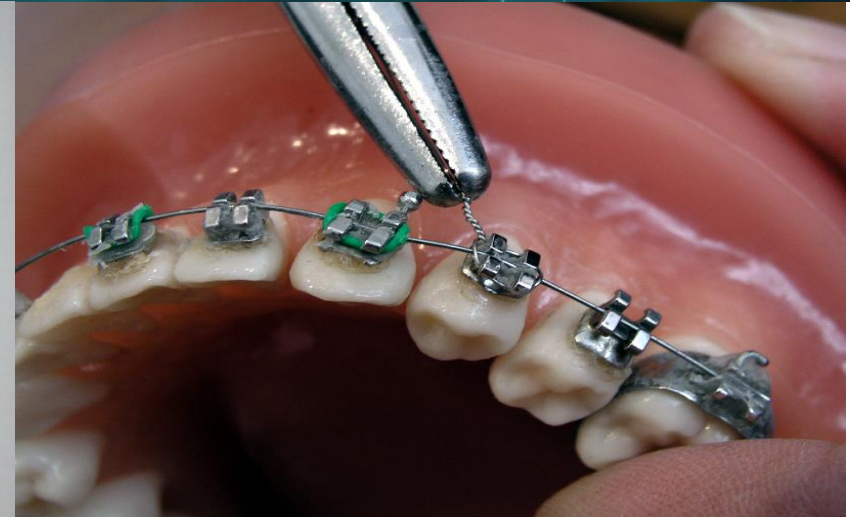




MONOCORTICAL

BICORTICAL







NCircle®
Nitinol Tipless
Stone Extractor



NCompass®
Nitinol Stone
Extractor



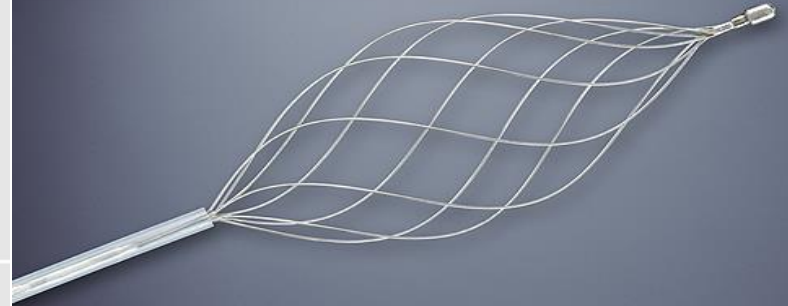
NForce®
Nitinol Helical
Stone Extractor



NGage®
Nitinol Stone
Extractor

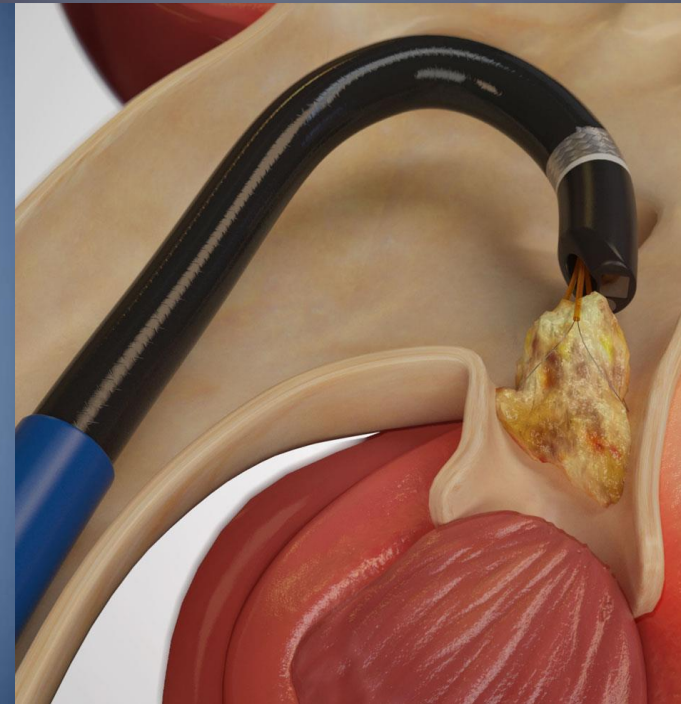


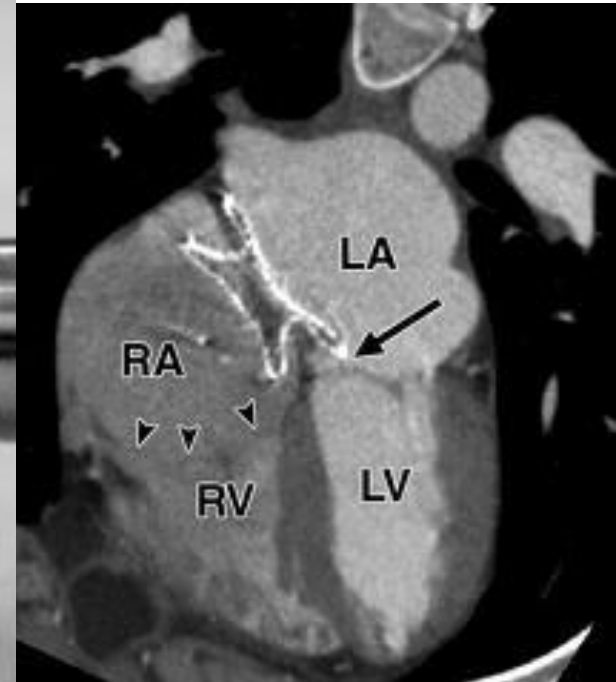
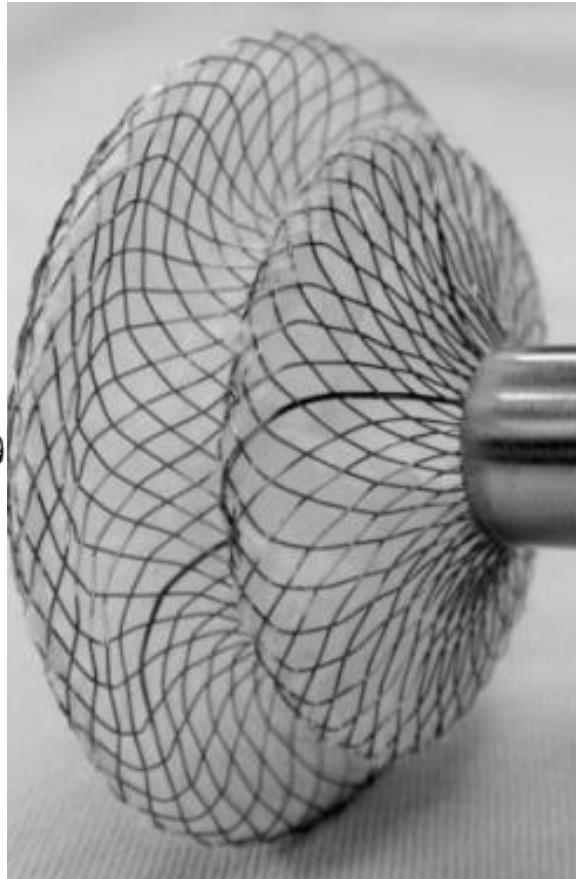
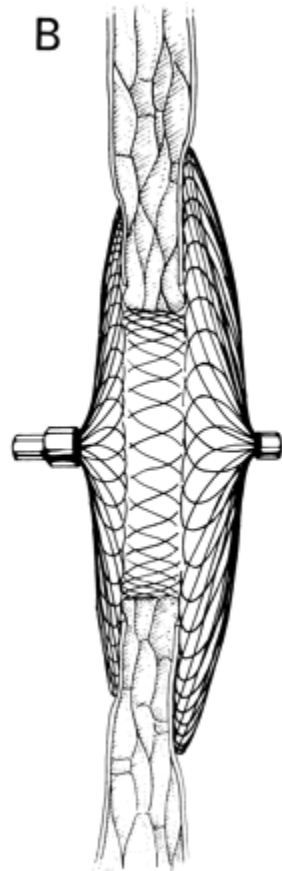
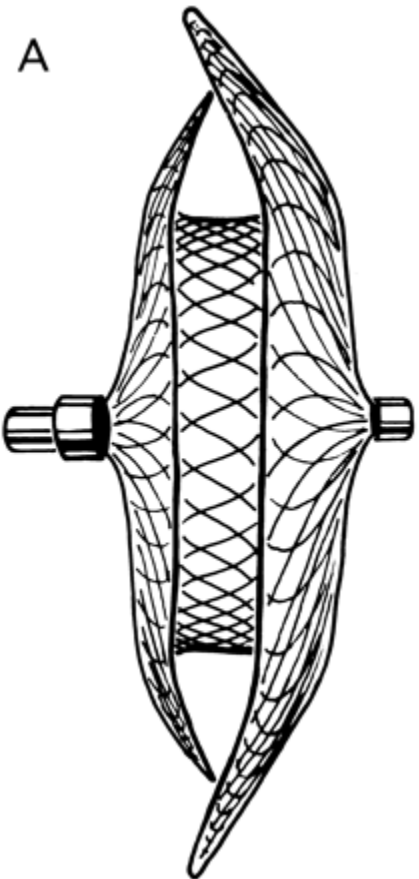
NTrap®
Stone Entrapment
and Extraction
Device

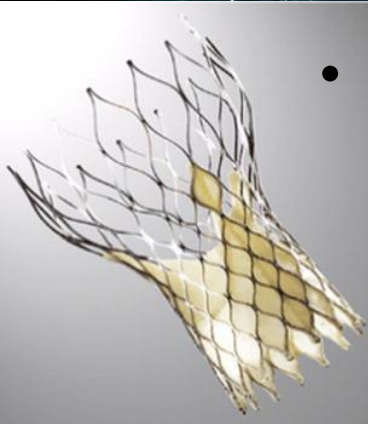


OLYMPUS

Ultra-Catch NT







- Medtronic: CoreValve



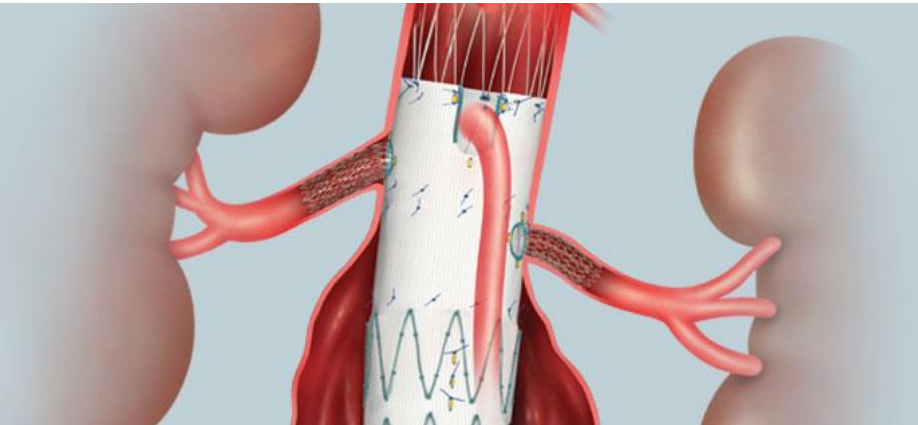
- Boston Scientific: Acurate neo

Alapanyag:
NiTi + sertés szívburok

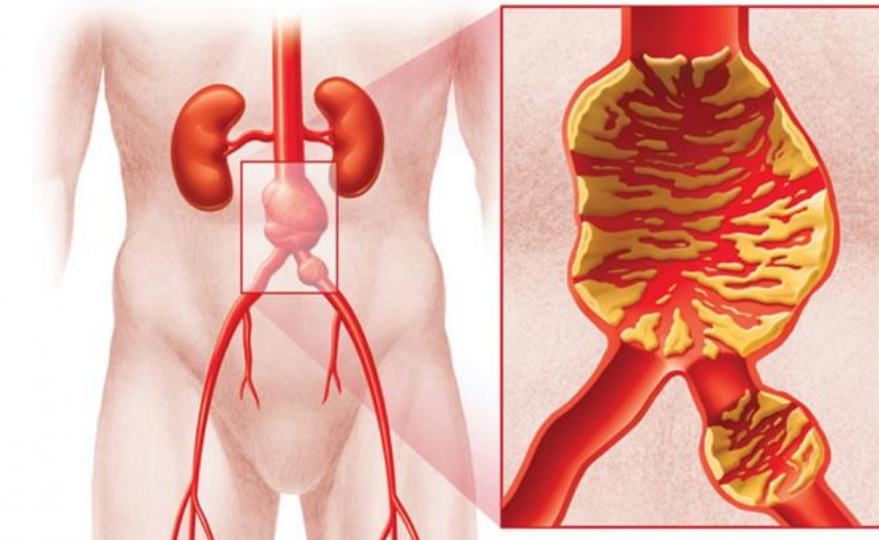
ACURATE neo[™]
Aortic Valve System



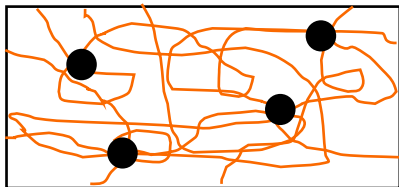
Self-expanding, supra-annular valve



Alapanyag:
NiTi + PTFE



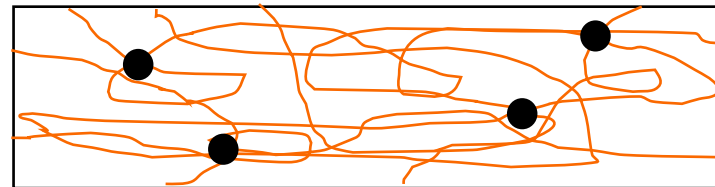
EREDETI ALAK



ALAKÍTÁS



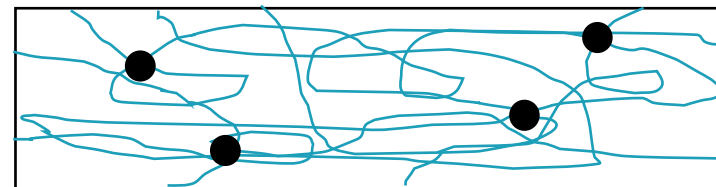
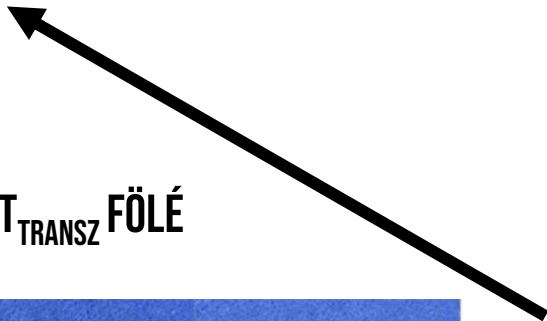
ALAKÍTOTT ALAK



HŰTÉS T_{TRANSZ} ALÁ



MELEGÍTÉS T_{TRANSZ} FÖLÉ



(a) Original shape

(b) After deformed at 90°C

(c) After deformed at 55°C

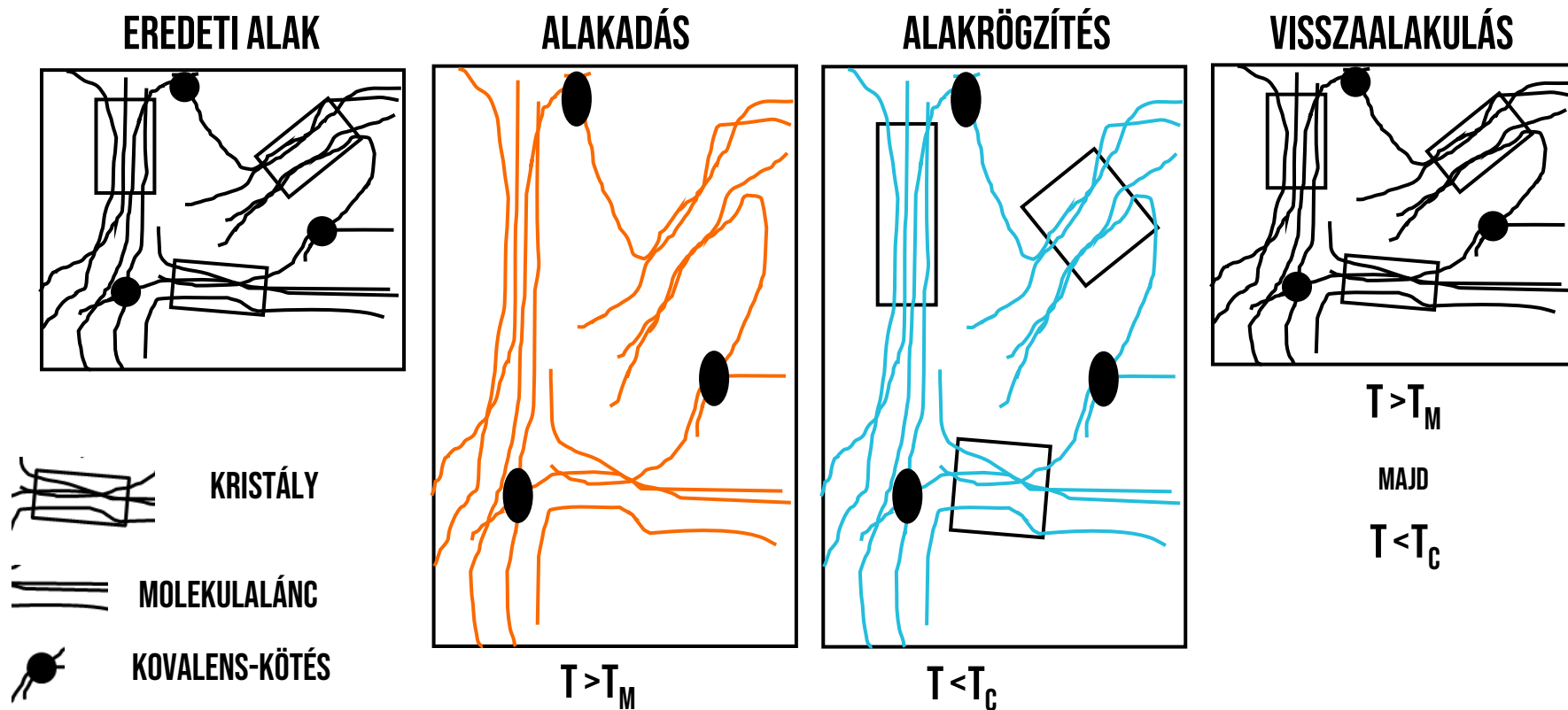


(d) After heating to 55°C

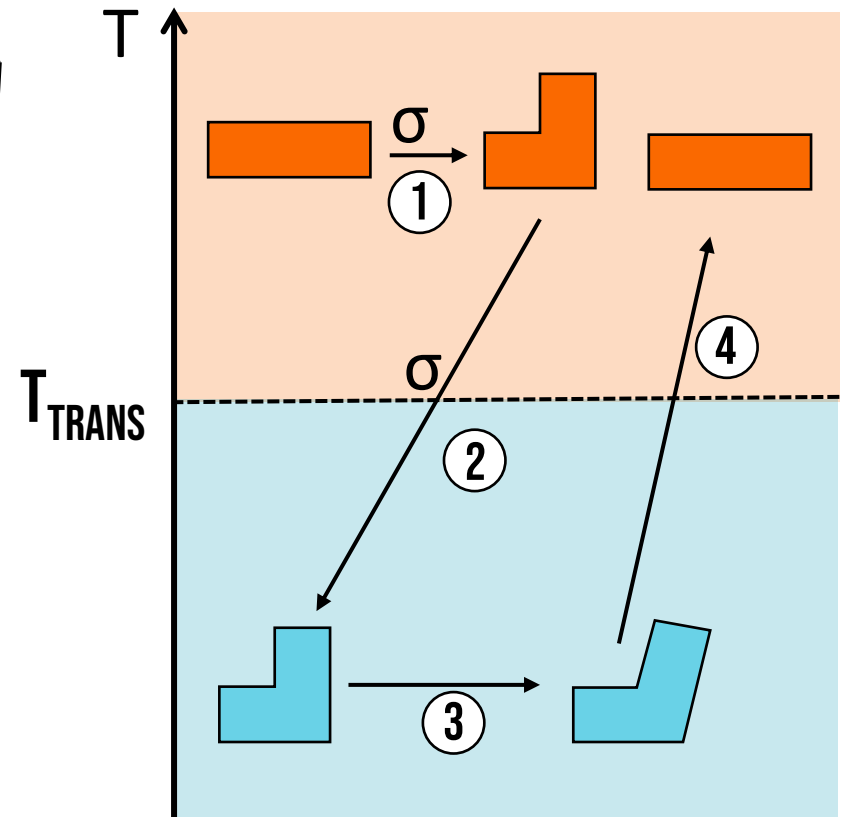
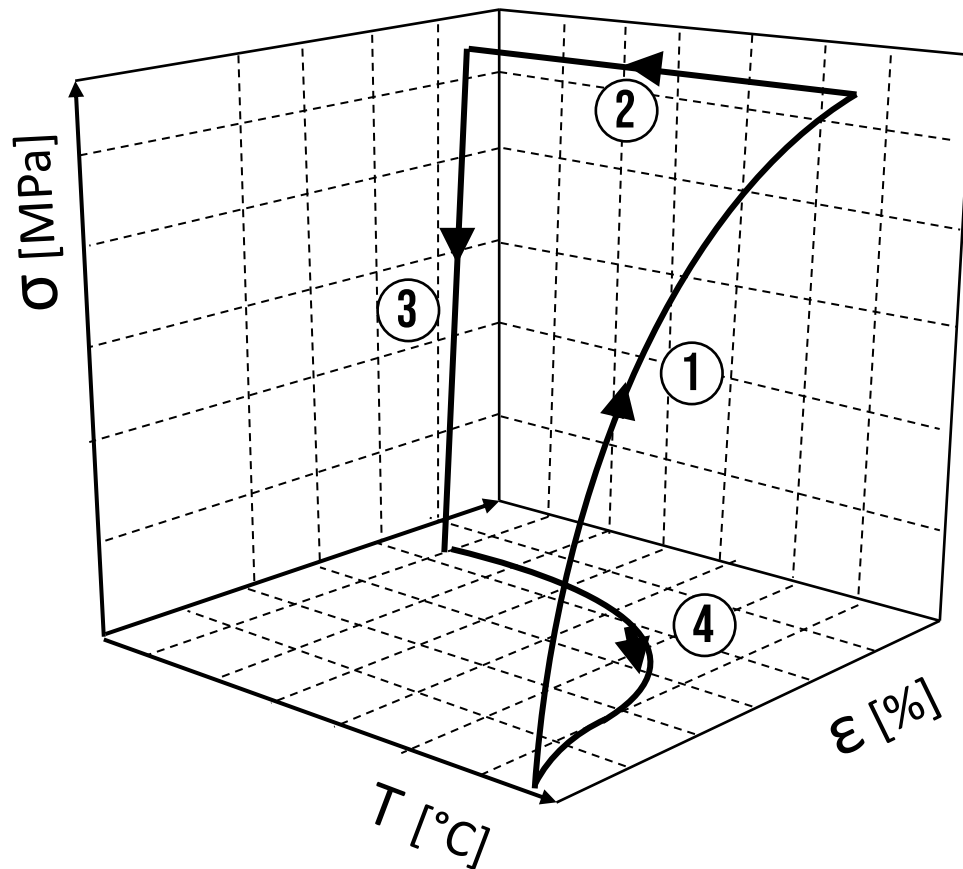
(e) After heating to 65°C

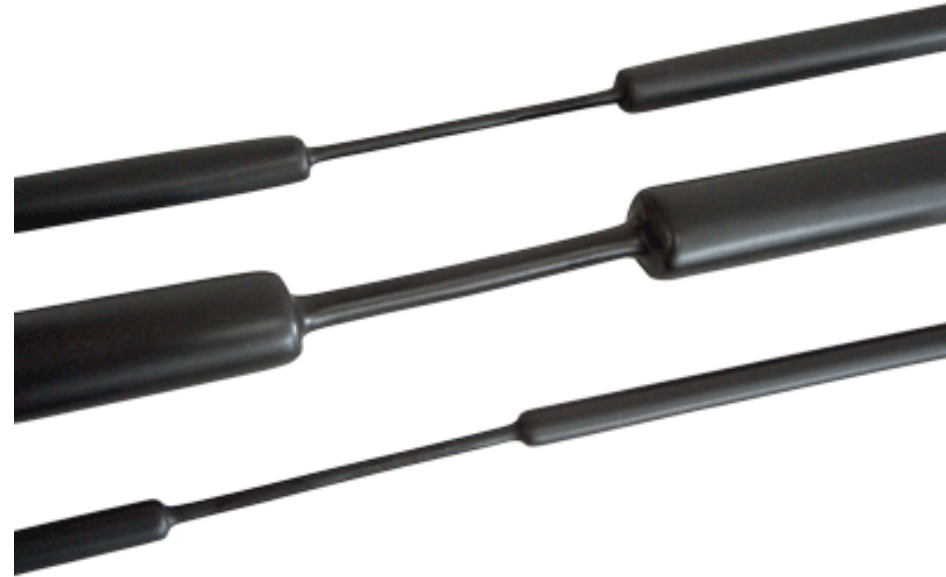
(f) After heating to 80°C

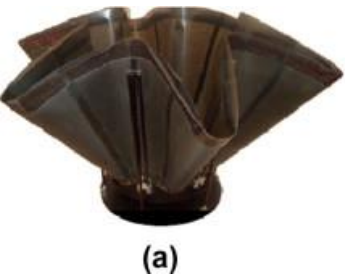
• KRISTÁLY OLVADÁS ÉS KRISTÁLYOSODÁS



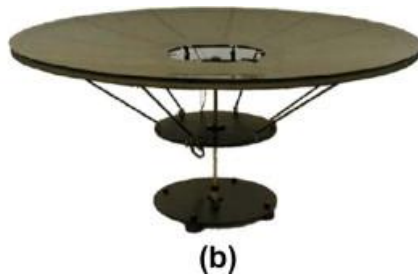
- ENTRÓPIARUGALMAS MIKRODEFORMÁCIÓ
- ÜVEGESEDÉSI HŐMÉRSÉKLET



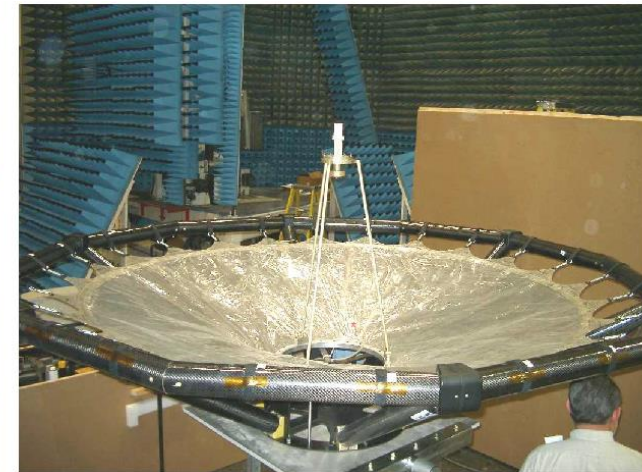
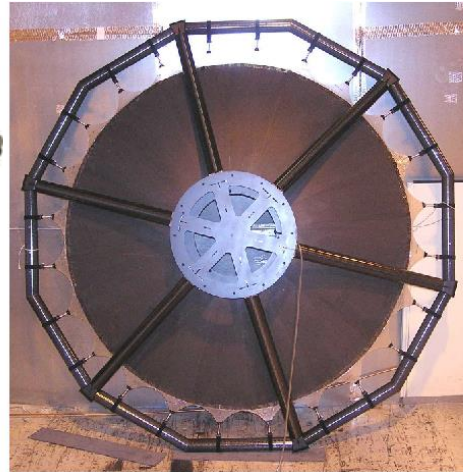




(a)

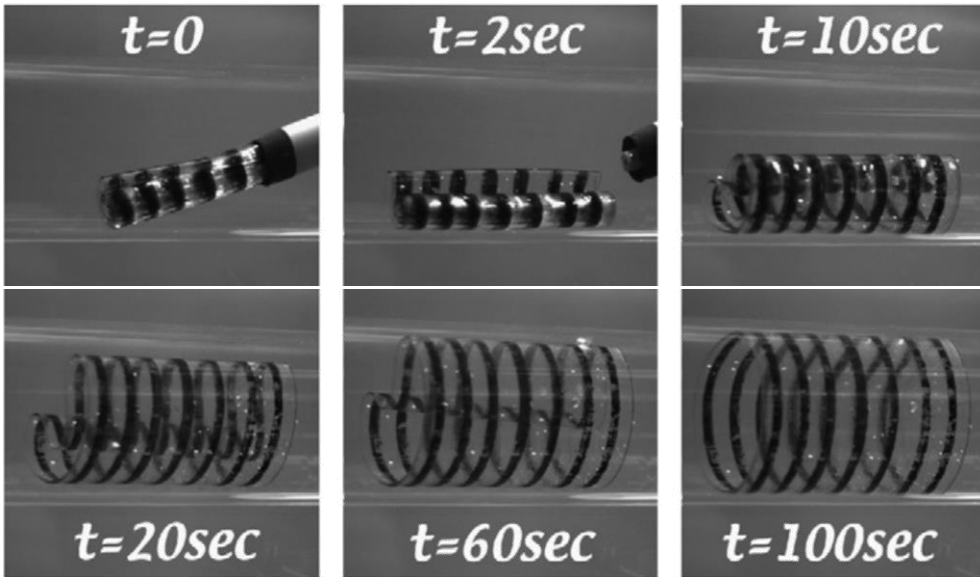


(b)

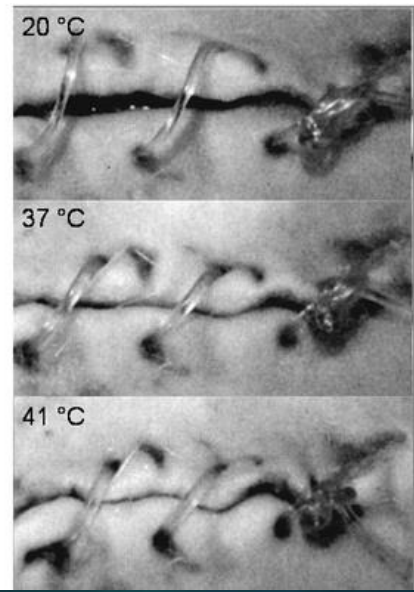
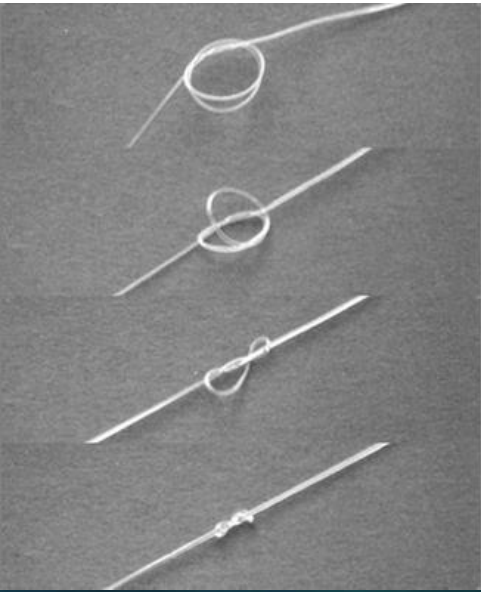
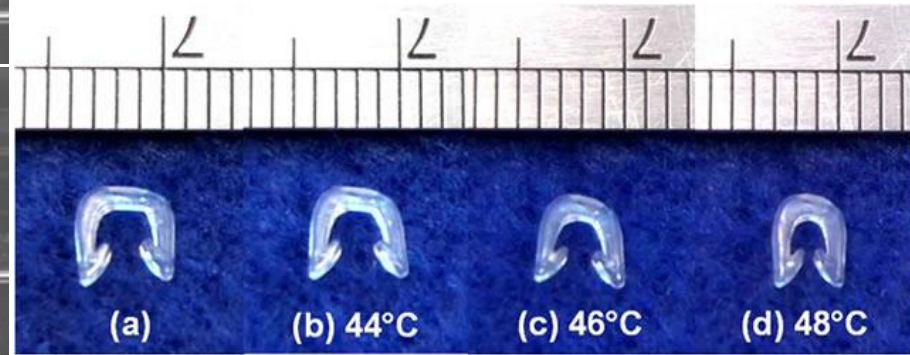


2 m átmérőjű alakemlékező polimer reflektor a JHU / APL hibrid felfújható antennához





Biológiailag lebomló PLA ortopédiai kapocs



Szív- és érrendszer

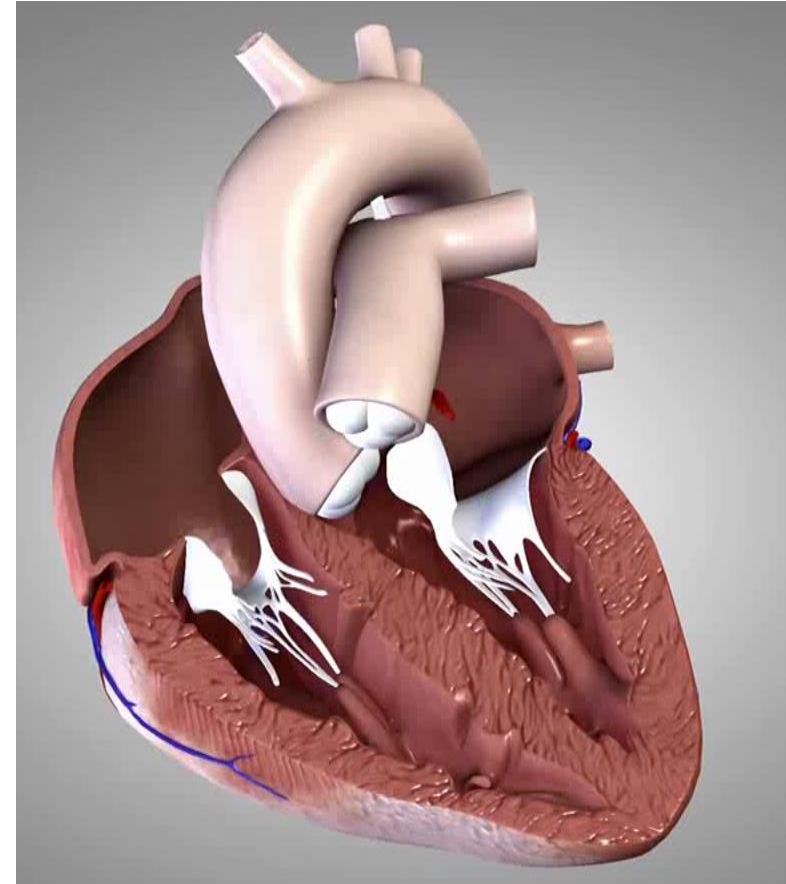
- Felépítése
- Ingerületképző és -vezető rendszer
- Halálozási statisztika
- Betegségek

Endovaskuláris eszközök

- Érszűkület kezelése
- Értágulat kezelése
- Alapanyagok, gyártástechnológia

Szívgyógyászati eszközök

- Pacemaker
- Beültethető defibrillátor
- Műbillentyűk
- Műszívek



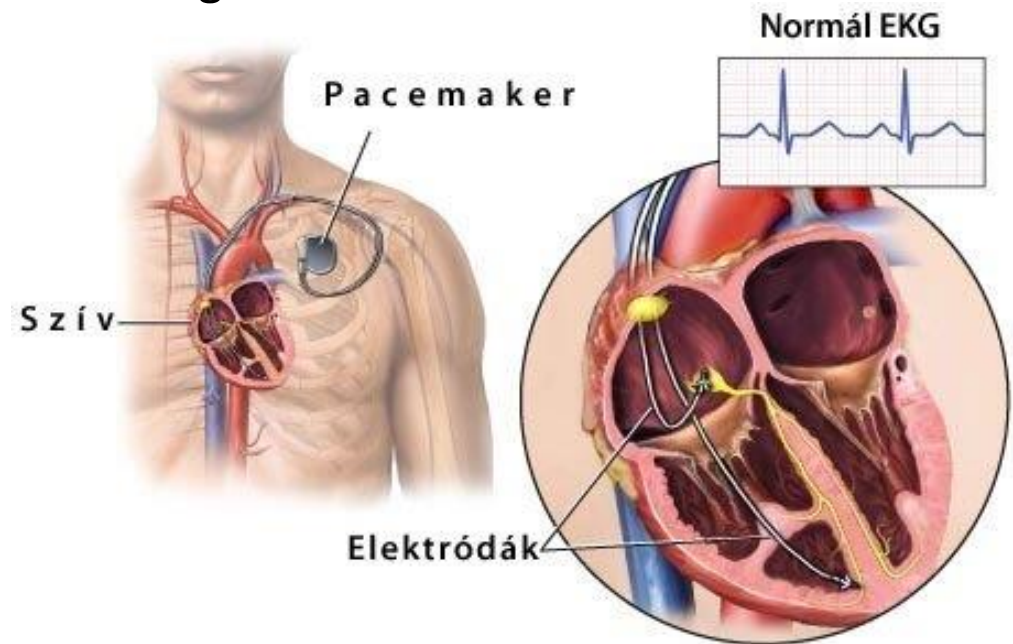
- *neuromuscularis stimulátorok*: az izomzat idegsejtjeit ingerlik, ezáltal összehúzódásra készítetik az egyébként valamilyen működési zavarban szenvedő izmot
- *neuroprotézisek*: közvetlenül az idegsejteket ingerlik, pótolva a valamilyen okból nem működő idegsejtek funkcióit
- + *gyógyszeradagoló pumpák*: amelyek a szervezet egy meghatározott pontjába juttatják a szükséges gyógyszereket

Szívritmusszabályozó (pacemaker)

Impulzusgenerátor: bőr alá ültetik be, ez az egység szolgáltatja a szükséges elektromos feszültséget, amelynek segítségével a szívizmot kis elektromos impulzusokkal ingerlik. Általában a váll, a kulcscsont és a nagy mellizom közötti mélyedésbe szokták behelyezni a bőr rétegei alá

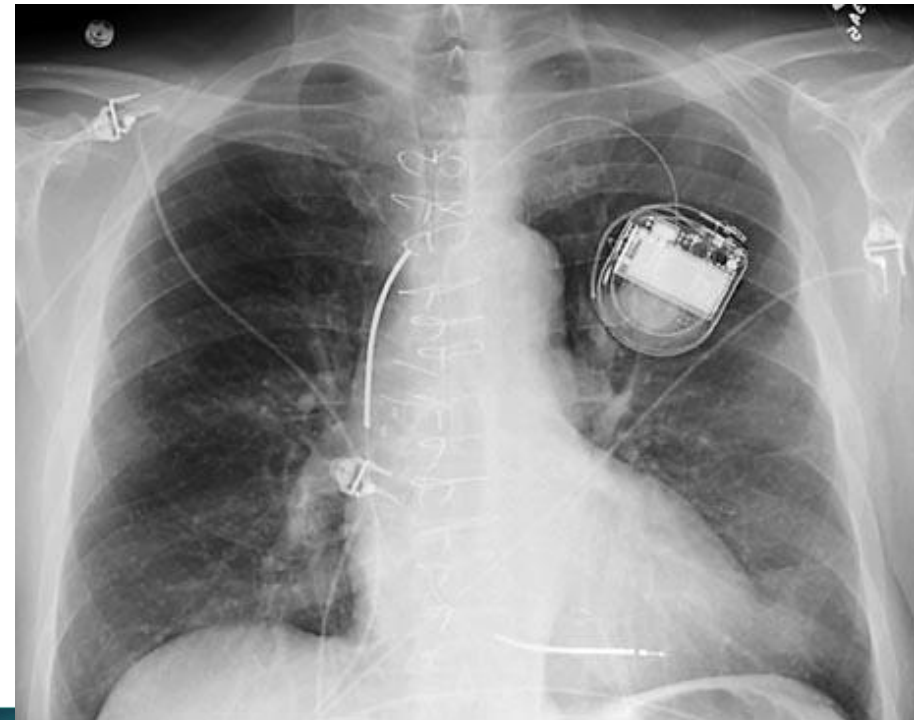
Hozzávezetés: közvetíti ezeket az impulzusokat a szívizomba ültetett elektródák és az impulzusgenerátor között.

Elektródák: ereken keresztül vannak felvezetve, megrögzítve a szív üregeiben vagy nyitott műtét által a szív külső felszínéhez rögzítve.



Beültethető defibrillátor (ICD, Implantable Cardioverter Defibrillator)

- a szívizom fibrillációját szüntetik meg egy nagy elektromos sokk segítségével, melynek hatására visszaáll a szív eredeti, szabályos működése
- a defibrillátor elektródái a rajtuk ébredő nagyobb feszültség miatt masszívabb anyagból készülnek, mint a szívritmusszabályozó elektródái
- a ritmuszavartól függően elektróda kerülhet a jobb kamrába és jobb pitvarba illetve valamelyik oldalvénába

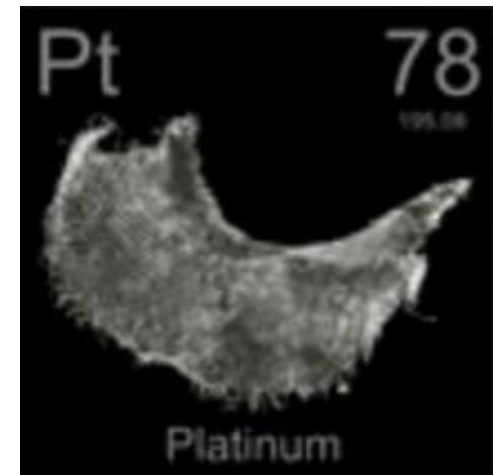


I. Ingerlés helye	II. Érzékelés helye	III. Irányítás módja	IV. Programozható funkciók	V. Speciális funkciók
A: pitvar (Atrium)	A: pitvar (Atrium)	I: gátlás (Inhibited)	M: multi- programozható	P: anti- tachycardia
V: kamra (Ventricle)	V: kamra (Ventricle)	T: ingerlés (Triggered)	R: rate responsive	S: sokk - CV, defibrilláció
D: mindkettő (Dual)	D: mindkettő (Dual)	D: mindkettő (Dual)*	C: fejlett kommunikáció	D: P+S
S: A vagy V	0: egyik sem	0: egyik sem	0: egyik sem	0: egyik sem

- Feladat: az idegekkel való közvetlen kapcsolat létrehozása
- *Audioprotézis*: amely a belső fülben lévő cochlea-t (csigát) stimulálja elektromosan. Ennek az eszköznek a segítségével egyes sükettségben szenvedő pácienseknél sikerült elérni, hogy érzékeljék a hangokat. A beteg egy kis rejtett mikrofont visel, amelynek kimenete elektródák segítségével kapcsolódik a cochleához.
- A neuroprotézisek segítségével kezelhető az epilepszia, csökkenthetők a fájdalmak, és meghatározhatók az agynak azon rétegei, amelyekben az epilepszia kialakul.

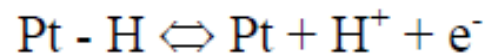
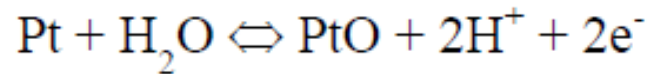
Pt és ötvözetei

- jó mechanikai tulajdonságok, korrózióállóság, biokompatibilitás
- kétirányú elektronáramot is lehetővé tevő töltésátadó mechanizmus
- biztonságos és hatékony stimuláló elektróda készíthető belőle
- kereskedelemben tömbanyagként és felületi bevonatként is beszerezhető
- bevonat: *szórással vagy elektrokémiai leválasztással* állítják elő
- tiszta Pt meglehetősen puha → 80% Pt + 20% Ir



Pt elektróda felületén az elektronátadás ún. *reverzibilis faradaikus* módon történik:

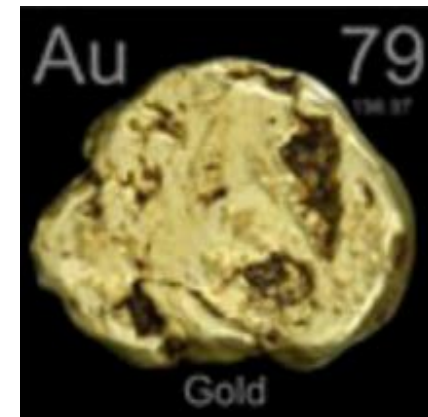
a fém felületén egy *elektromos kettősréteg* alakul ki, ugyanis a felszín közelében megjelenő elektronok az elektróda közelébe vonzzák az elektrolitként felfogható környező szövet pozitív töltésű ionjait. A két réteg között (melyek egy kondenzátor két fegyverzeteként is felfoghatók), a polarizált vízmolekulák alkotják a dielektrikumot. Amikor ez a kapacitás kiépült, és a feszültség a két "fegyverzet" között elér egy bizonyos küszöbértéket, megindul az elektronok átadása az elektróda és a szövetek között, platina esetén a következő reakcióegyenlet szerint:



Természetesen ez a mechanizmus csak korlátozott mértékben teszi lehetővé a töltésátadást az elektróda és a szövetek között.

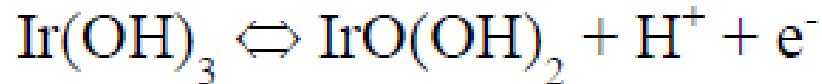
Au

- bizonyíthatóan nem toxikus, és passzív állapotban (tehát amikor nincs töltésátadás) gyakorlatilag nem szenved korróziót
- emiatt általában inkább nem stimuláló, hanem mérőelektrodaként használják
- nagyobb mennyiségű töltésátadás esetén azonban az arany a többi nemesfémnél jóval nagyobb mértékben korrodál
- számtalan gyártó forgalmaz különböző arany huzalokat, a legkülönfélébb átmérővel, tisztasággal és szigetelő bevonattal
- mikroelektronikában igen elterjedt anyag → számtalan leválasztási és előállítási technológia áll rendelkezésünkre



IrO₂

- az idegrendszerbe beépíthető implantátumok rendkívül kis mérete miatt szükséges, hogy az ilyen eszközök, mint pl. az elektródák is, képesek legyenek nagy áramsűrűségek elviselésére, károsodás nélkül.
- ha a fém Ir elektródán 0 és 1.5V-os ciklikus impulzusokat keltünk, akkor felületén egy összetett réteg alakul ki, amely iridium-oxidból és a rajta megtapadó OH- rétegből áll → anódos aktiváció
- stimulátoranyagként használva az elektródát, ezen a rétegen különböző vegyértékállapot-változásokkal járó reakciók révén nagy mennyiségű töltés áramolhat át, pl. az alábbi reakció szerint:



- az aktív réteg létrehozható az Ir felszínén reaktív szórással, vagy IrCl₃ réteg hőbontásával (tulajdonságok megegyeznek az anódosan létrehozott rétegével)



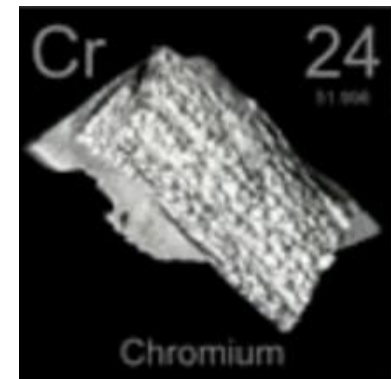
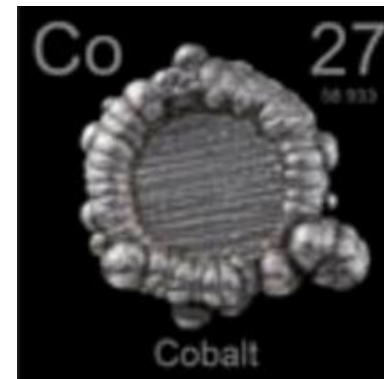
Korrózióálló acél

- rendkívül jó korrózióállósága lehetővé teszi, hogy elektródként is használjuk
- korrózióállóság \rightarrow egy vékony *passzivált oxidréteg* miatt, amely az acél felületén alakul ki
- a töltésátadás mechanizmusa nem más, mint ennek az oxidrétegnek az oxidálása illetve redukciója
- sajnos a (főleg anódos) stimuláció tönkreteszi ezt az oxidréteget, emiatt ebben az esetben nagymértékű korrózió jelentkezik



CoCr ötvözet

- *MP35N* és *Elgiloy*: nagyszilárdságú, korrózióálló Co-Cr-Mo-Ni ötvözetek
- hasonlóan a rozsdamentes acélhoz, itt is egy passzívált oxidrétegnek köszönhető a korrózióval szembeni ellenállás
- *MP35N*: elsősorban a musculáris neuronok stimulálására használható
- *Elgiloyt*: intracortikális adatgyűjtő elektródaként alkalmazzák



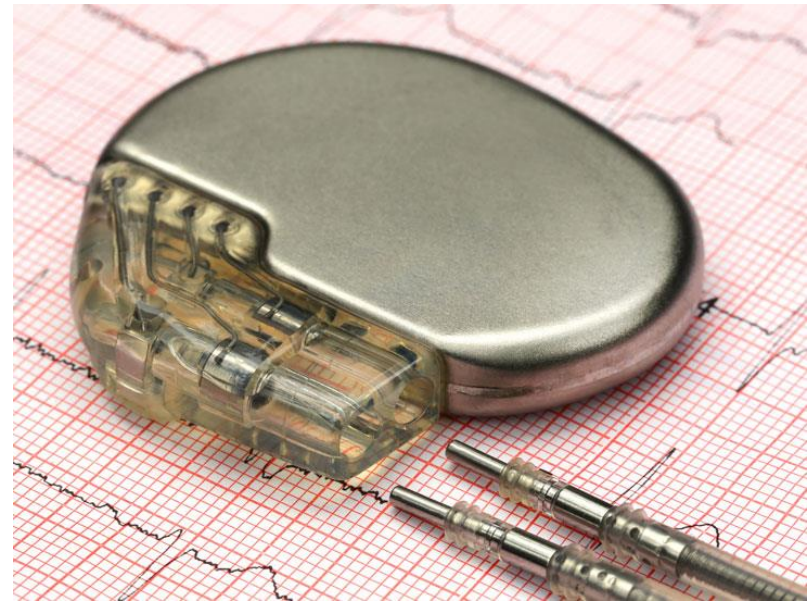
Kapacitív anyagok

- Ellentétben a reverzibilis faradaikus töltésátadással, itt nem a szövetek vízmolekulái alkotják a dielektrikumot, hanem mesterségesen hozzák létre az elektródák gyártása során → elektróda felszínének elektrolitikus eróziója elkerülhető.
- Hatékony működés → elég nagy a fajlagos felszíne, emiatt felületét különböző eljárásokkal porózussá szokták tenni
- *Tantálpentoxid* elektróda: tantál részecskék nagy hőmérsékletű szinterelése; hátrány: elektrolitikus, azaz csak a környezetéhez képest pozitív feszültséggel működtethető, ellenkező esetben a dielektrikum réteg megrongálódik.
- *Teflon, Ti/TiO₂, bárium-titanát*: nem bizonyult olyan hatékonynak, mint a *tantálpentoxid*: a teflonnak túl kicsi a dielektromos állandója, a másik két anyagnál magas az áram szivárgásának mértéke

Karbon és karbon szálak

- A karbon az egyik legelismertebben szövetbarát anyag, ráadásul, pl. szálerősítéses formában, rendkívül jó a szilárdsága
- Általában gőzfázisú lecsapatással, gázfázisú vagy szilárd állapotú szénhidrogének pirolízisével állítják elő
- Viszonylag semleges anyag, a töltésátadási rendszerint kapacitív úton történik
- A normális működés során kialakuló feszültségviszonyok mellett a karbon elektróda szivárgási árama, és így korróziója jóval kisebb, mint a platina-irridium elektródáé

- kettős funkció: védenie kell az eszközt a szervezet korrozív agressziójától, valamint megóvni a szervezetet az eszközben lévő anyagok toxikus hatásától
- a burkolóanyag tehát nem lehet sem toxikus, sem allergén, sem pedig karcinogén
- mechanikai szempontból szilárdnak és szívósnak, sebészeti okokból pedig kicsinek és könnyűnek kell lennie.



Fém

- Korrózióálló acél (Cr, Ni – allergia)
- Titán: előző helyett (könnyű, oxidréteg)
- Szilícium-nitrid (SiN): vékony, SiN+SiO₂: áthatolhatatlan víz és ionok számára

Polimer: vízgőz hatására duzzadás, elektronikai hibák, burkolati hibák

- Szilikongumi (jó flexibilitás, fáradásálló): kábelek, tömítések; kisebb szilárdság → nagyobb falvastagság; elektromos erőtér károsíthatja
- Poliuretán (PUR): erősebb, mint szilikongumi → lehet vékonyabb fal, így kisebb erekbe is jó; véráramban kisebb súrlódású, mint szilikon
- Poliimid (PI): hosszú ideje használják a mikroelektronikában dielektrikumként, adhéziónja megnövelhető bizonyos kémiai módszerekkel, így biokompatibilis anyagként hosszabb időt is kibír
- Teflon (PTFE): nagyon kis szivárgási áramot ereszt át, de rossz adhézió → nehezen lehet az elektronikához rögzíteni

- A legtöbb beépített implantátumnak több hozzávezetésre van szüksége, részben a szervezeten belül, részben az eszköz és a külvilág között.
- Pl. számos pacemaker kívülről rádiófrekvenciás jelekkel programozható, betáplálhatók a páciens kardiális funkcióit, illetve adatok juttathatók ki a szív állapotáról.
- Ugyancsak jeltovábbítás történik az impulzusgenerátorból a szívizom felé, ez viszont nem oldható meg vezeték nélkül.

Hozzávezetés:

- mechanikailag nagyon stabil
- biokompatibilis
- szigetelés megvédje a vezetéket a szervezet korrozív hatásától
- megfelelő elektromos tulajdonságok

Fáradással szembeni ellenállás növelése:

- 4 rozsdamentes acélból készült litze-huzal terilén magra feltekerve
- vezeték előny: 4x-es biztonság
- hátrány: túlságosan rugalmatlan, ezért egy éren belül nehéz a helyére tolni

Legjobb megoldás: egy jól vezető anyagot bevonni egy korrózióálló másik anyaggal:

- vezeték belseje ezüst huzal bevonva nikkkel-ötvözettel:
- így kapott drótot spirál alakúra csavarják, majd szigetelő burkolatba helyezik
- ezüst mag miatt rendkívül jól vezet, a nikkkel-ötvözet miatt pedig ellenálló a korrózióval szemben anélkül, hogy flexibilitása romlana

- 1913: az első feljegyzés, majd 1962: az első sikeres biológiai billentyű beültetése
- Évente 250.000 beültetés
- Ennek 60% mechanikus billentyű (400.000.000 \$)
- Kevesebb mint 1% a meghibásodás
- Ti, grafit, poliészter, szénbevonat
- 2000: Ag bevonat 2% hiba! (visszahívták)



Mechanikus egy lemezes



Mechanikus 3 lemezes



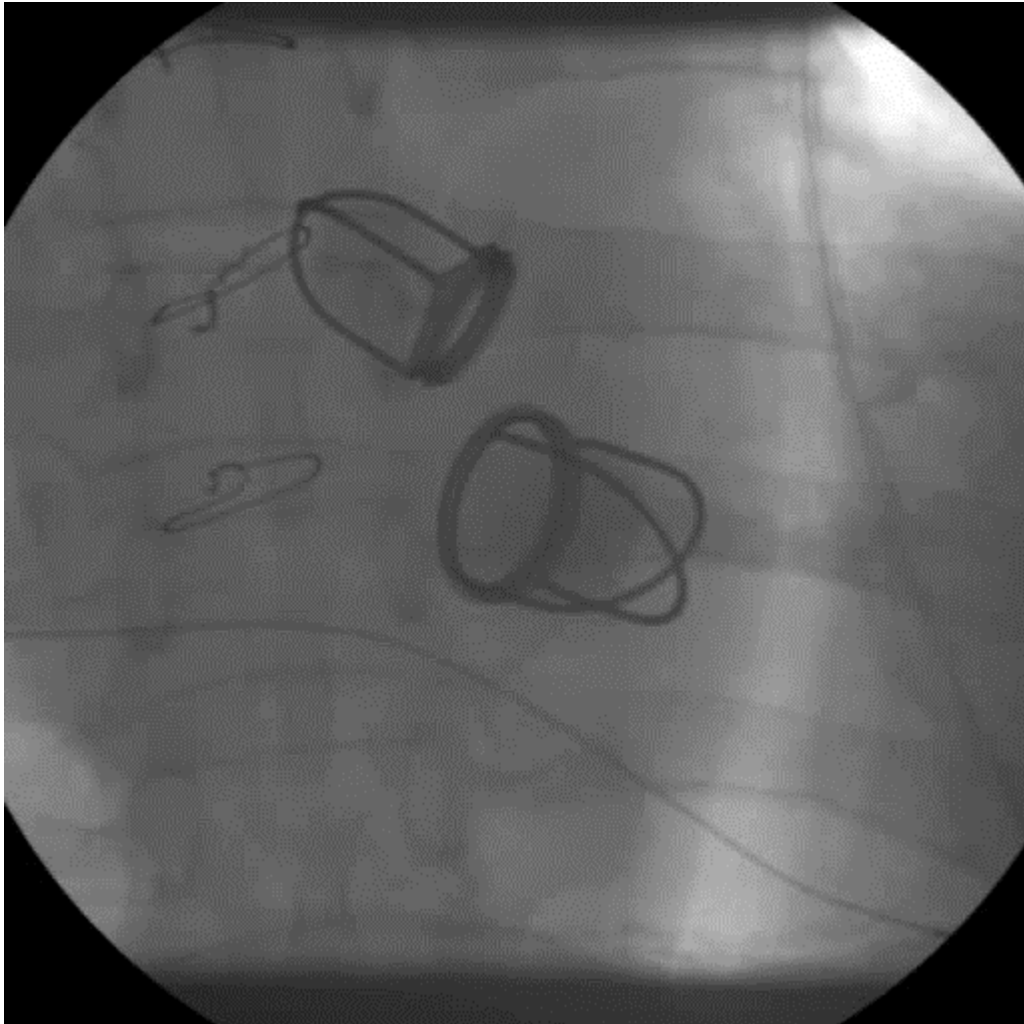
Biológiai 3 lemezes



Mechanikus golyós

Anyagok:

- Biológiai: sertés+marha szívburok, billentyű
- Mesterséges: PET, PTFE, PE

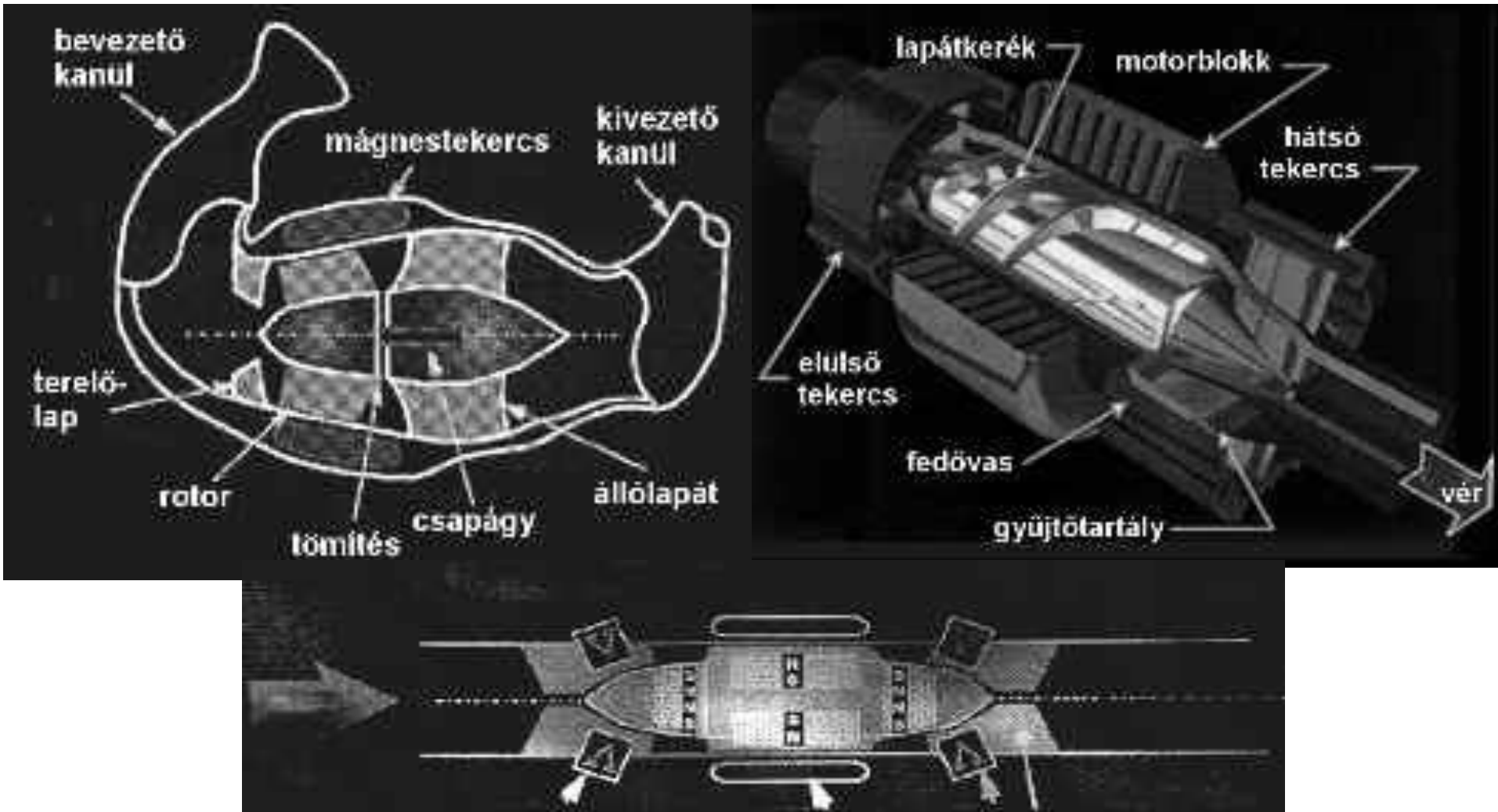


Mechanikus golyós

- 1930. Lindbergh és Carel
 - Üvegből készült dugattyús pumpa
- 1969. Jarvik
 - Kétkamrás, dugattyús, villanymotoros, fém (acél)
- 1970-80. hasüregi „műszívek” (380 nap)
- szívmotorok
- 1968. Intraaortikus ballonpumpa
- 2001. sikeres beültetése az első mellüregi műszívnek
- 2006. első FDA engedély LVAD (humanitárius mentesség)
- 2008. Airbus
- 2008. első magyar műszív beültetés (13 nap)
- 2012. első LVAD hazánkban

- 1957. kutyába ültettek Kolff műszívet 90 percig élt az álat.
- 1973. Tony (borjú) 30 napig élt Kolff műszívvel.
- 1975. bikába ültetett műszív 90 napig működött
- 1976. Abebe (borjú) 184 napig élt Jarvik 5 műszívvel.
- 1981. Alfred Lord Tennyson (borjú) 286 napig élt Jarvik 5 műszívvel.
- 1982. Barney Clarck 128 napig élt Jarvik 7 műszívvel (külsőegység 180kg).
- 2009. 512 napig élt AbioCor szívvvel egy ember.

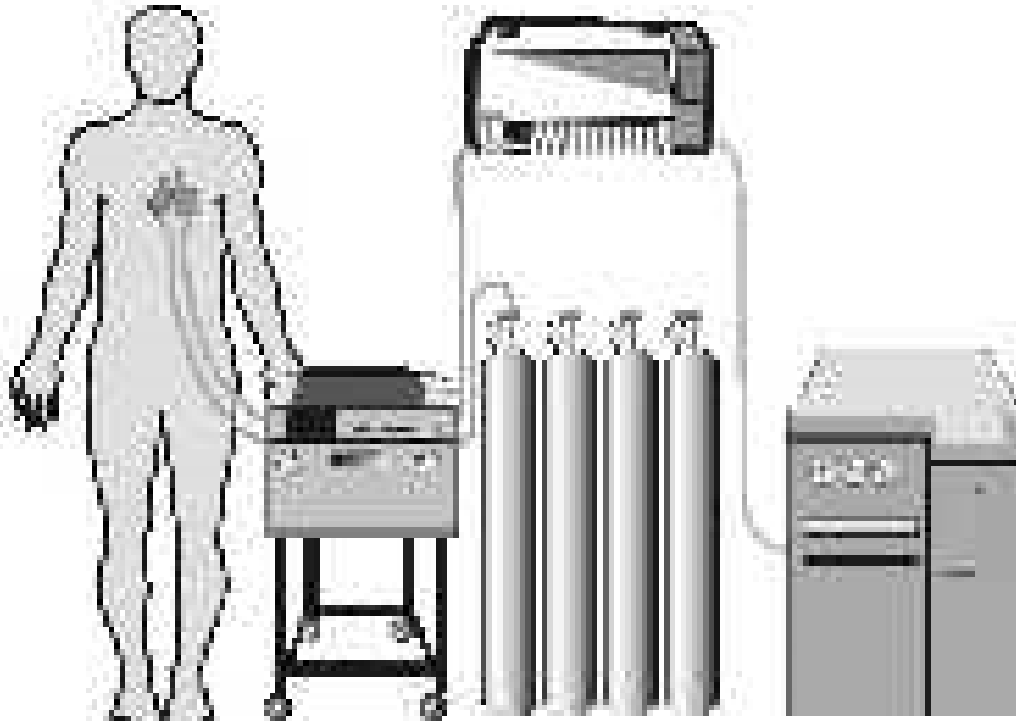
• 1960





- Hasüregi „műszív”
- Az áramlást segítette az érrendszerbe ültetve.
- Folyamatos külső kapcsolata miatt nagy a fertőzésveszély.

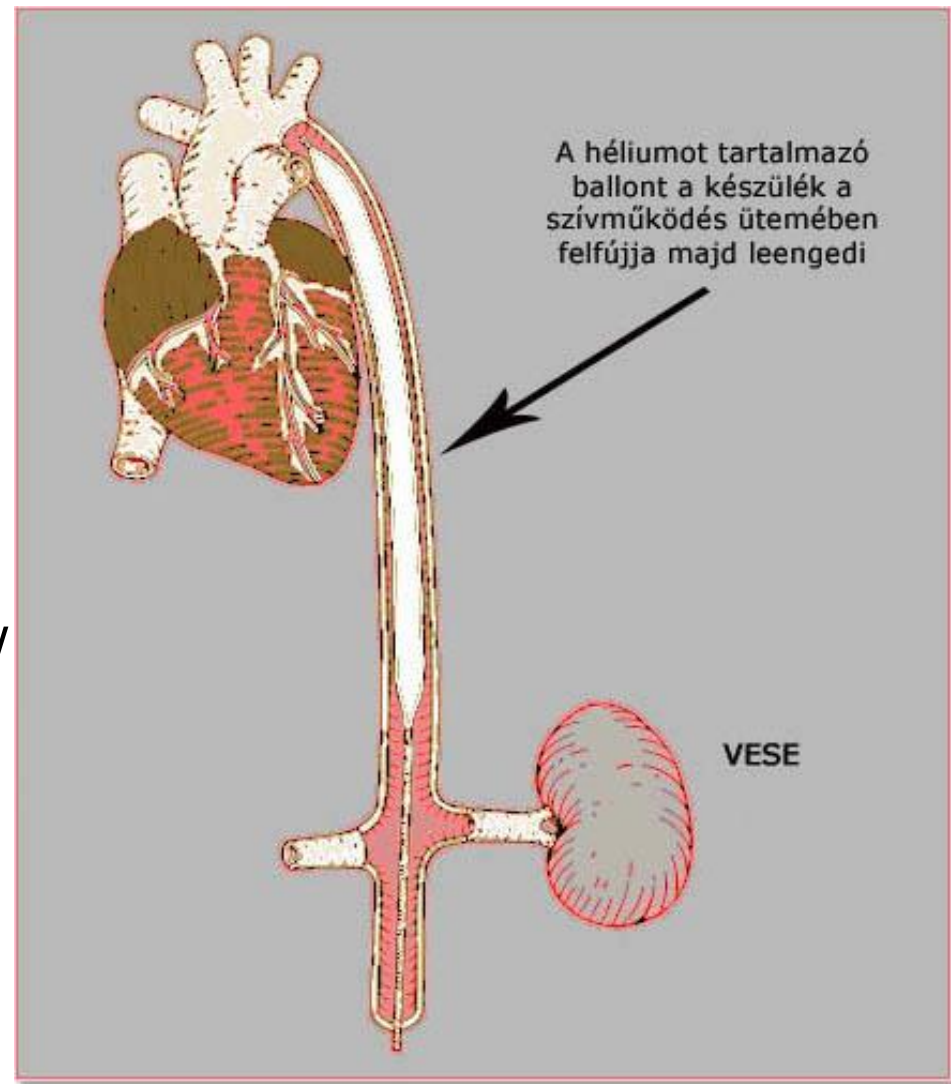




- Kb. 180 kg
- A beteg nem hagyhatja el az ágyat
- Folyamatos gyógyszeradagolás szükséges
- Sok szövődmény

fesildeff@gmail.com

- A koronáriaáramlást 40%-kal javítja.
- Az elmélet jó, de a gyakorlatban hosszútávon semmilyen javulást nem okoz a betegeknek.
- A beavatkozás költséges és veszélyes volt eleinte, ma már gyors és könnyű, de csak néhány napig alkalmazzák.

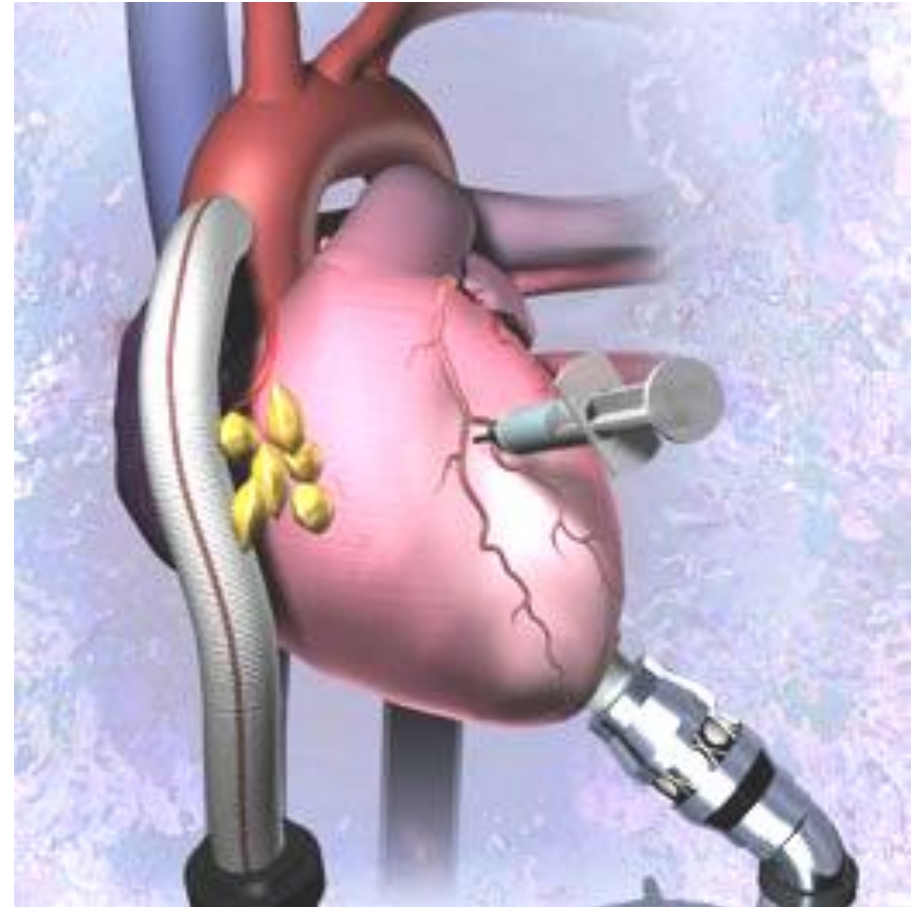


- Testen kívüli pumpa
- Pneumatikus áramoltatás



Balkamra működését segítő eszköz (LVAD, left ventricular assist device)

- Ideiglenesen beültethető szerkezet a szívatültetésig
- 2006. és 2010. között 64 beültetés
- 2012. első beültetés hazánkban



LVAD adatai

- Titán ház és turbina
- Vér által síkosított rubin csapágyak (aluminium-oxid és szilícium-karbid nem vált be)
- PE be- és kivezetőcsövek
- 1800 rpm
- Több mint 50 alkatrész
- 12 hónapos túlélés 77%
- ~100.000 \$/db
- 450.000.000 \$ 2005. és 2008.között a fejlesztésre
- 2010. 380.000.000 \$ árbevétel
- Évi 50.000 új lehetséges használó



HEARTMATE II LVAS

THE HEARTMATE II LEFT VENTRICULAR ASSIST SYSTEM (LVAS) IS A SMALL ADVANCED BLOOD PUMP DESIGNED TO RESTORE HEMODYNAMIC FUNCTION AND IMPROVE PATIENT OUTCOMES AND QUALITY OF LIFE. THROUGH THE ROTATION OF A SINGLE MOVING PART, THE HEARTMATE II LVAS PUMPS BLOOD FROM THE HEART THROUGHOUT THE BODY AT UP TO 10 LITERS PER MINUTE, THE FULL OUTPUT OF A HEALTHY HEART.

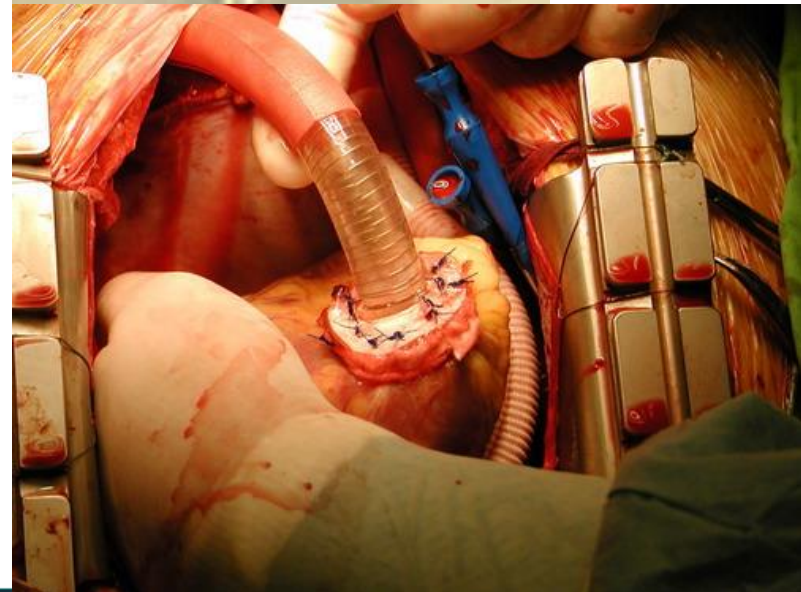
Copyright 2009 Thoratec Corporation. All rights reserved.



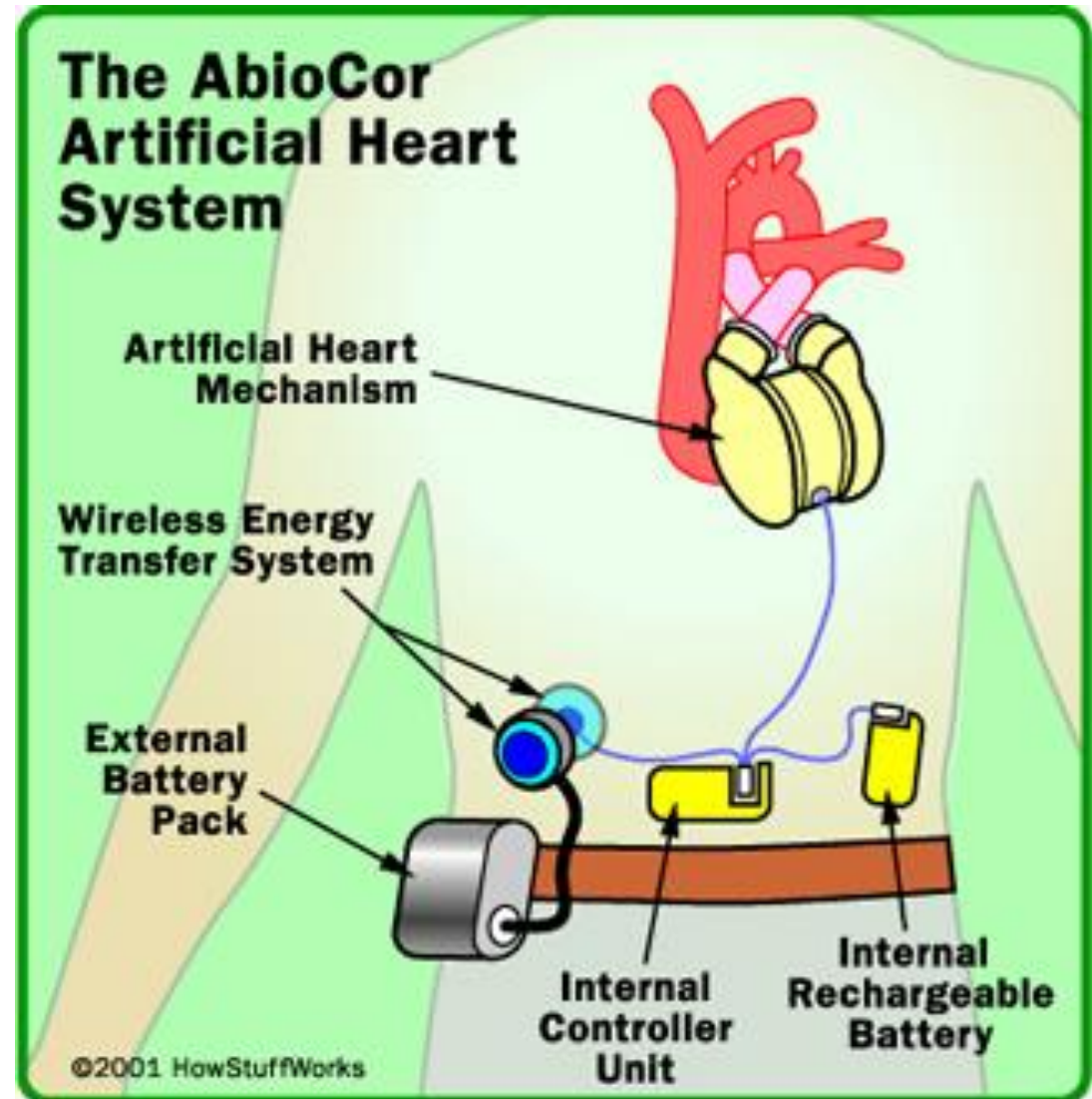


AbioCor Animation

- 17 beültetés
- Leghosszabb túlélés 620 nap
- A belső telep kb. 30 percig képes működtetni, a külső 2 óráig
- A populáció férfi tagjainak kb. 50%-ban, a nőknek 30%-ban megfelelő méretű
- Orvosi elvárás 1-2 hónap
- 0,9 kg önsúly
- Hidraulikus pumpa
- Motor fordulatszáma 4000-8000/min

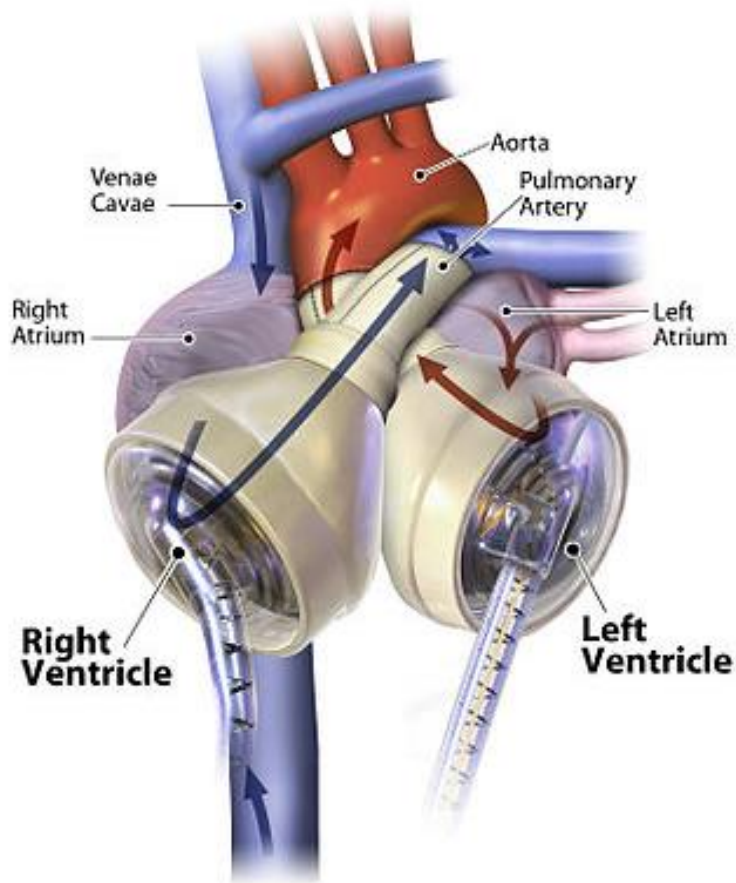


- Belső érzékelők
- Külső vezérlők és tápegységek
- 24 órás üzemidő
- 250.000 \$
 - 30% beültetett eszköz
 - 60% külső egységek

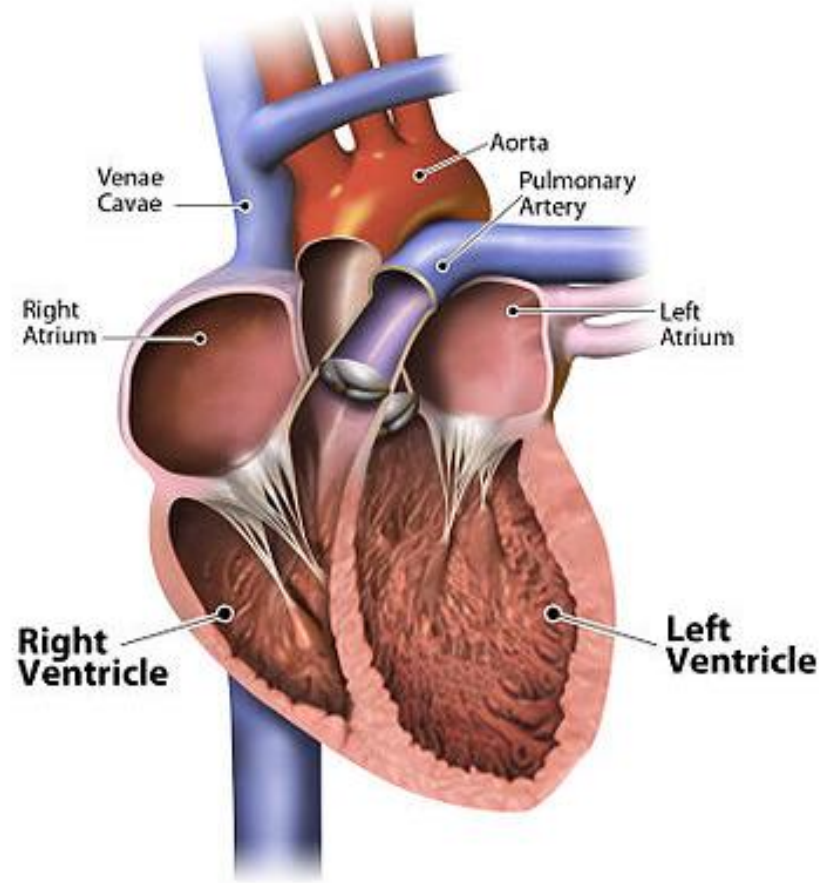


**SynCardia's
Total Artificial Heart
Eliminates the Symptoms
& Source of End-Stage
Biventricular Failure**



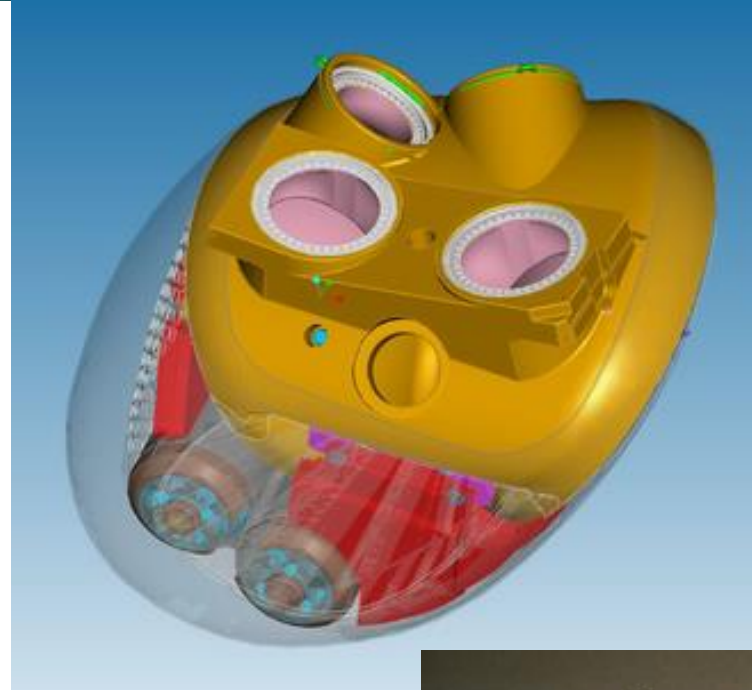


Total Artificial Heart

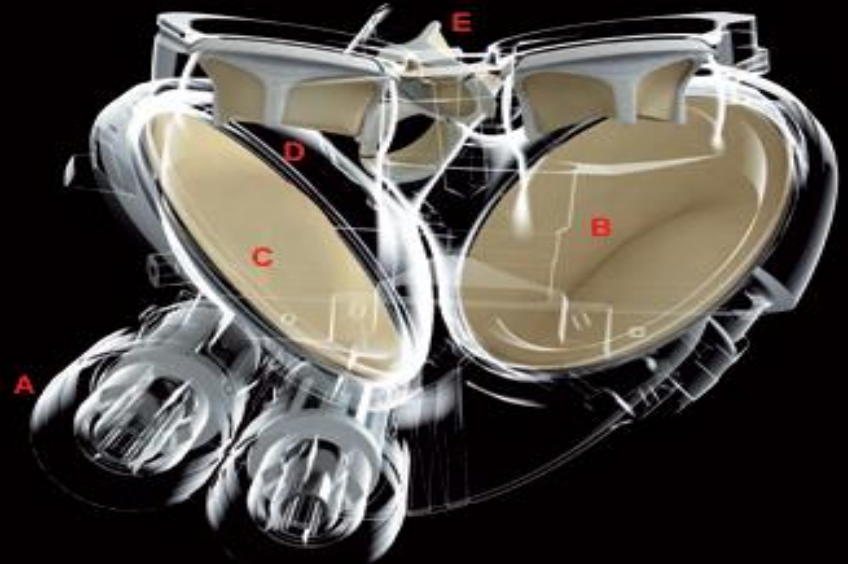


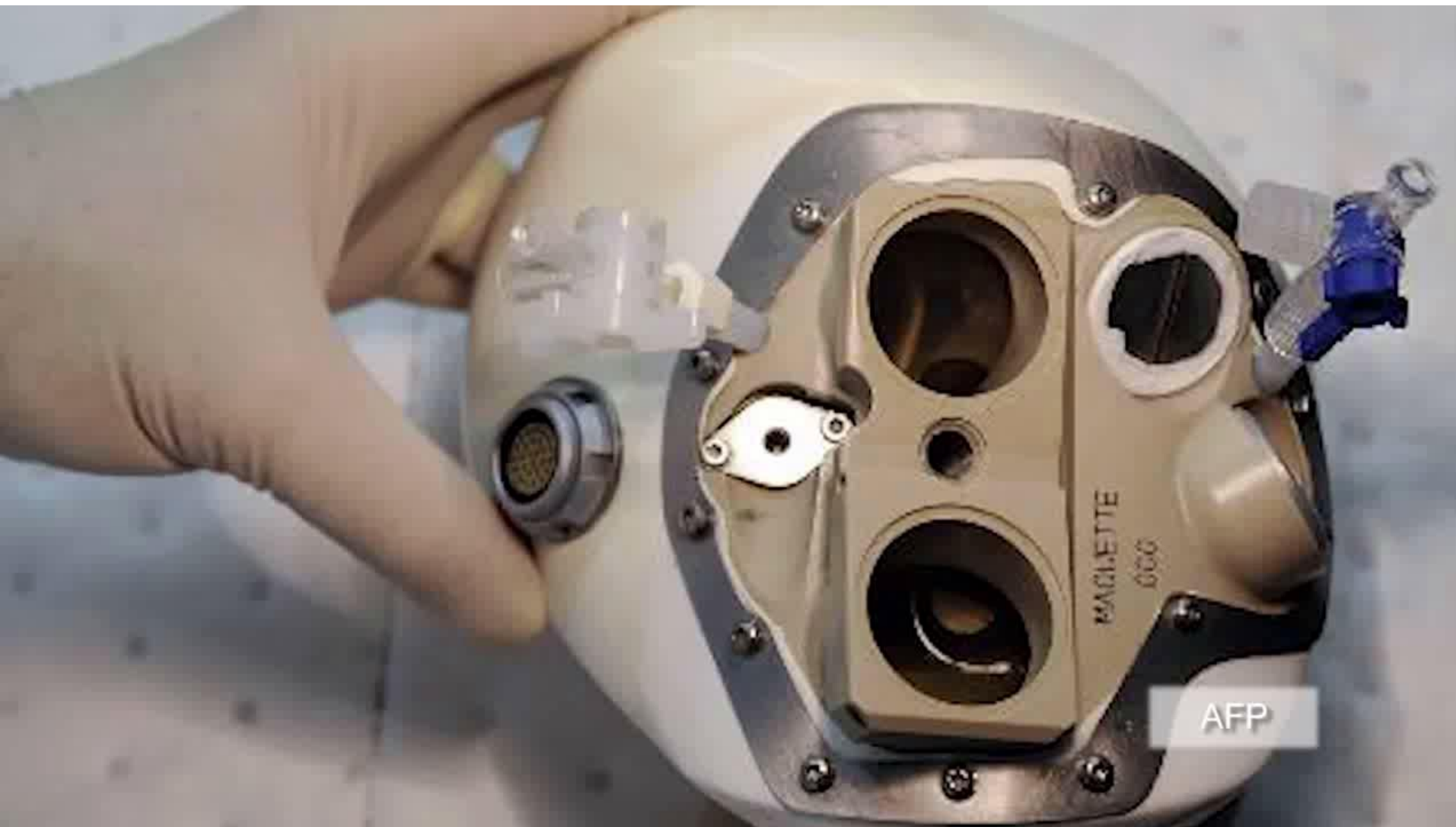
Human Heart

- 2008 Airbus
 - 200.000 USD
 - Két kamrás
 - Ti, PE
 - Tölthető telep 12 órás élettartam
 - Hidraulikus pumpa
- Biológiai billentyűk
- Állati kollagént tartalmazó külső burok



- 2011-ben kezdték fejleszteni
- 2013: első beültetés
- 2015: Második műszíves – elhunyt: motorvezérlési hiba miatt





Szív- és érrendszer

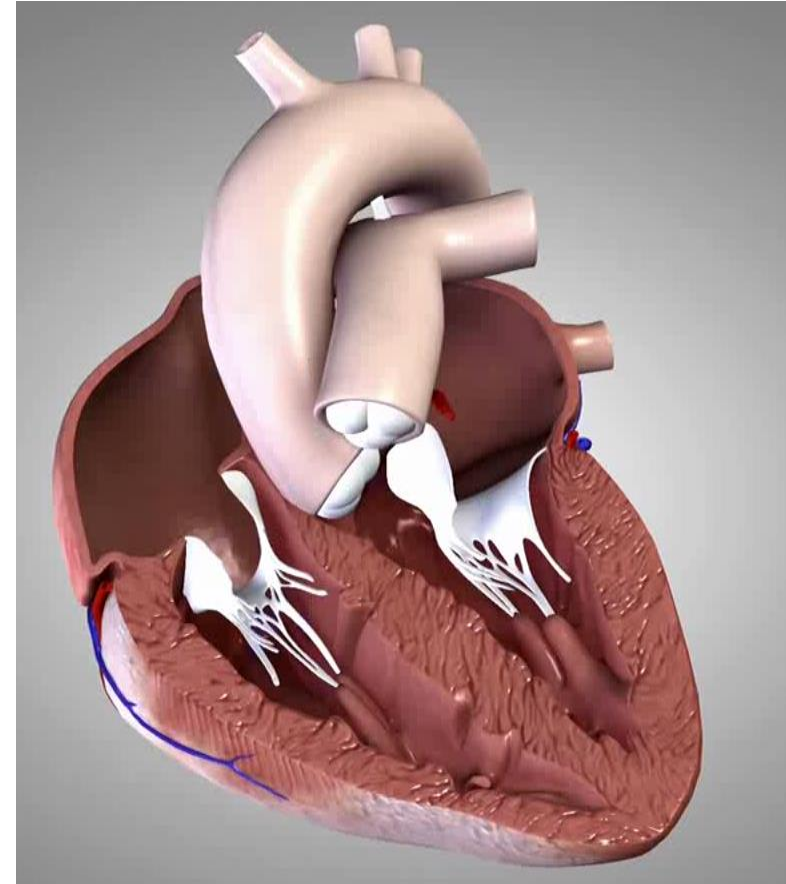
- Felépítése
- Ingerületképző és –vezető rendszer
- Halálozási statisztika
- Betegségek

Endovaskuláris eszközök

- Érszűkület kezelése
- Értágulat kezelése
- Alapanyagok, gyártástechnológia

Szívgyógyászati eszközök

- Pacemaker
- Beültethető defibrillátor
- Műbillentyűk
- Műszívek



- <https://vitalitasportal.com/wp-content/uploads/2016/06/errendszer.jpg>
- https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/c/c0/Diagram_of_the_human_heart_hu.svg/300px-Diagram_of_the_human_heart_hu.svg.png
- <https://www.youtube.com/watch?v=gmpd82mpVO4>
- <https://www.youtube.com/watch?v=Lb2qfEiaR7k>
- <https://i.stack.imgur.com/oJLeW.jpg>
- [http://slideplayer.hu/slide/2098912/8/images/3/V%C3%A9r+%C3%B6sszet%C3%A9tele+V%C3%A9rplazma+\(56%25\)+V%C3%ADz+\(93%25\).jpg](http://slideplayer.hu/slide/2098912/8/images/3/V%C3%A9r+%C3%B6sszet%C3%A9tele+V%C3%A9rplazma+(56%25)+V%C3%ADz+(93%25).jpg)
- https://cdn1.phenom-world.com/images/gallery/SEM_image_of_blood_cells.jpg
- <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/6/6e/Glanzstreifen.jpg>
- <https://www.youtube.com/watch?v=v3b-YhZmQu8>
- <https://www.youtube.com/watch?v=G4dFVeP9Vdo>
- <https://www.youtube.com/watch?v=ZU4nxY-EGg>
- https://media.hazipatika.com/cikkek/main/0/idos_kez_zsebor_a_n.jpg
- http://periodictable.com/Posters/Poster2_2000_low.JPG
- <https://2nznub4x5d61ra4q12fyu67t-wpengine.netdna-ssl.com/wp-content/uploads/2014/01/Edwards-SAPIEN-3.jpg>
- https://www.healthline.com/hlcmsresource/images/imce/heart-pacemaker_thumb.jpg
- http://www.webbeteg.hu/uploads/hirek/xpacemaker_20080603_174502.jpg.pagespeed.ic.p-fqdoFCAi.jpg
- http://www.betegszoba.hu/files/image_1/size_750x250/12152.jpg
- http://www.mnsza.hu/image/Ballonpumpa_B_0525.jpg
- http://velvet.hu/kockahas/2016/08/06/taskajaban_a_muszivevel_jar_edzeni_ez_a_testepito/
- <https://www.vg.hu/kozelet/musziv-repulogetelven-253170/>
- https://www.youtube.com/watch?time_continue=48&v=qNWM1_KF6tk
- http://www.hazipatika.com/eletmod/tudomanyos_erdekessegek/cikkek/mar_kozel_a_teljes_erteku_musziv/20151120155652
- http://www.carmatsa.com/index.php?option=com_flexicontent&view=items&cjd=40&id=349&Itemid=39&lang=en
- <http://parameter.sk/rovat/technika-tudomany/2013/12/21/vilagon-eloszor-teljes-muszivet-ultettek-be-parizsban>
- <http://www.webbeteg.hu/cikkek/sebeszet/16610/ujabb-muszivbeultetes-franciaorszagban>
- https://www.youtube.com/watch?v=GyVmV_u95zl



Köszönöm a figyelmet!