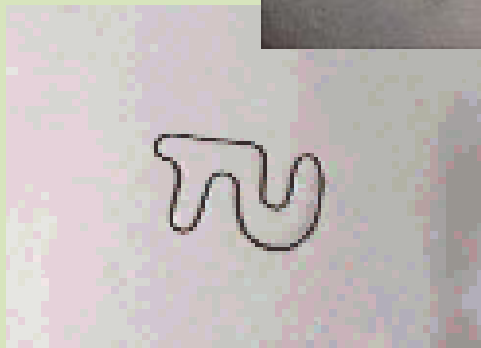
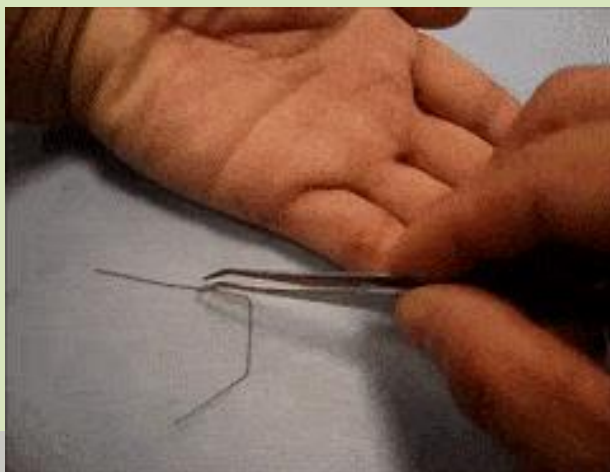


# 10.0 Сплави с памет на формата и тяхното приложение в микросистемите



# Съдържание

- Въведение
- Еднопосочен ефект с памет на формата
- Двупосочен ефект с памет на формата
- Супереластичен ефект
- Химичен състав и свойства на сплавите с памет на формата
- Приложение на сплавите с памет на формата
  - Основни принципи на актуаторите със СПФ
  - Приложения на СПФ като актуатори
  - СПФ в медицината
  - СПФ като преобразуватели на енергия

Литература

# Въведение

Сплавите с памет на формата (СПФ) имат възможност да поемат значителни деформации (до 8% относително линейно удължение) и след загряване да възстановят напълно първоначалната си форма. Това свойство се нарича памет на формата и то се дължи на различни фазови трансформации на материала. Първоначалната форма може да бъде само една и се запомня чрез закаляване.

# Въведение

СПФ е **алтернатива** на конвенционалните решения на задвижване с двигатели и зъбни колела или с пневмо- и хидроцилинри като осигуряват:

- голямо преместване и възстановяваща сила;
- безшумна и безударна работа;
- компактни и мощни задвижвания с висока изходна работа на единица обем;
- ниска консумация на енергия;
- възможности за погасяване на вибрации.
- **висока биологична съвместимост** с тъканите на човешкото тяло;
- плавно и управляемо движение
- ниски електрически напрежения за задвижване
- ниска цена.

**Недостатъци:** температурна зависимост, ниска честота.

# Еднопосочен ефект с памет на формата

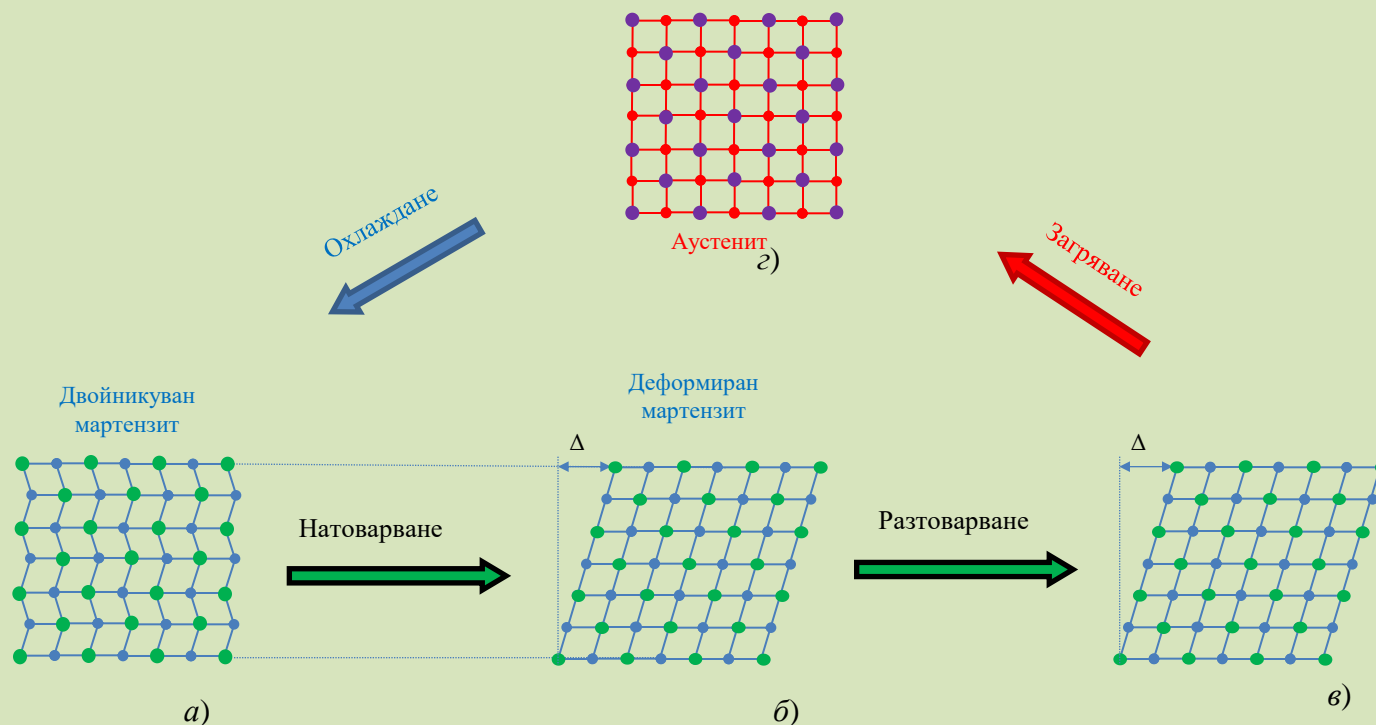
Това е един от най-често прилаганите ефекти при СПФ.

При относително ниска температура сплавта се намира в кристалографско фазово състояние, наречено двойникуван мартензит (Фиг. а). Тъй като модулът на Young в това състояние е нисък, сплавта позволява да бъде деформирана значително. Тази деформация може да бъде на опън, натиск, огъване, усукване или комбинация от тях. След деформиране при същата температура сплавта променя кристалографското си състояние на деформиран (недвойникуван) мартензит. Характерно за това състояние е, че поема относителна деформация до 8% (Фиг. б). Получената деформация не е еластична и не може да се възстанови след премахване на натоварването.

Ниската температура, при която сплавта се намира в тези две състояния може да варира в зависимост от химичния състав.

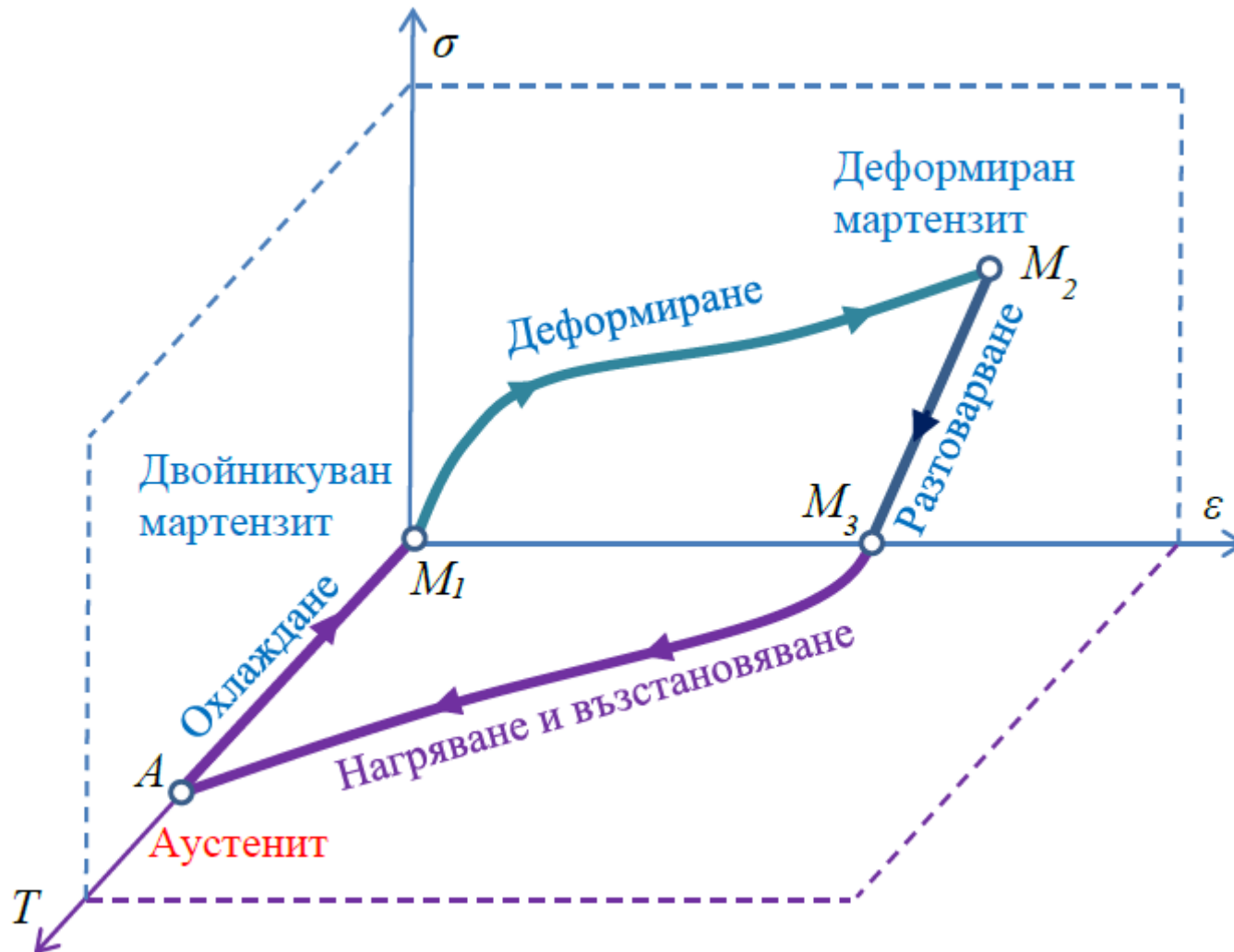
Например при най-употребяваната СПФ, наречена нитинол (около 50%Ni, и 50%Ti) тази температура може да варира от -200 до +150 °C в зависимост от съдържанието на Ni и Ti и добавените примеси.

# Еднопосочен ефект с памет на формата

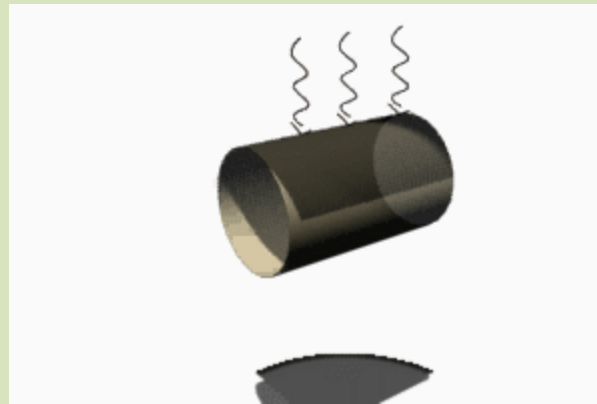


а) състояние на двойникуван мартензит при ниска температура; б) след натоварване - деформиран мартензит; в) размерите се запазват след премахване на натоварването – състояние на деформиран мартензит; г) след загряване кристалната структура е аустенит и първоначалните размери са възстановени. Охлаждането води до състояние а) на двойникуван мартензит

# Еднопосочен ефект с памет на формата



# Еднопосочен ефект с памет на формата





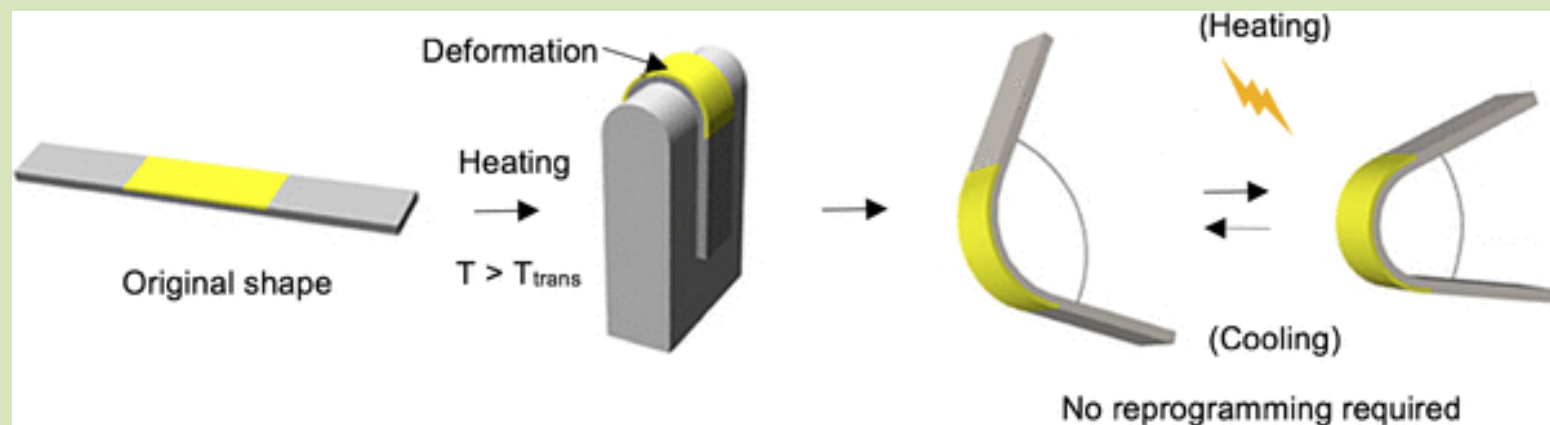
# Двупосочен ефект с памет на формата

СПФ заема две положения при нагряване и охлаждане без прилагане на натоварване. Специално термично трениране - сплавта се охлажда от аустенитна финална температура до финална мартензитна температура. Тогава сплавта се връща не в характерното за нулево напрежение двойникувана мартензитна форма, а в някакво междинно мартензитно състояние, което би трябвало да се наблюдава при напрежение различно от нула. Чрез трениране може да се постигне относителна стабилност на двете форми, така че сплавта да може да се превключва между тях, при липса на механични напрежения. Двупосочният ефект на памет на формата има склонност към затихване при увеличаване на термичните цикли.

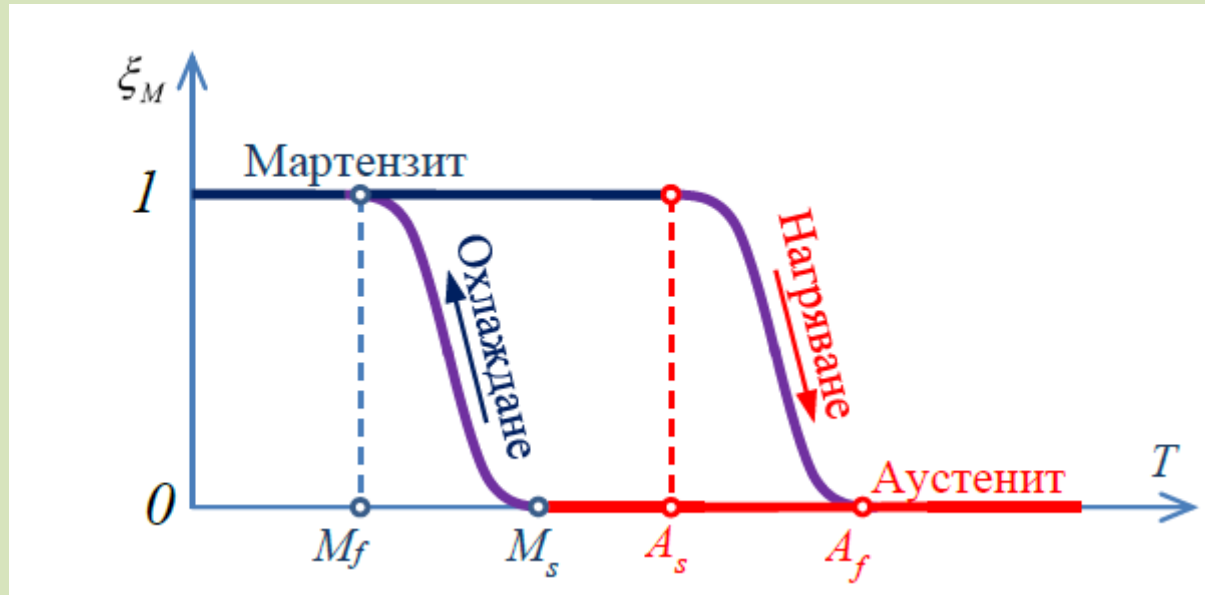
Таблица 2.1 Сравнение на еднопосочен и двупосочен ефект с памет на формата

Действие	Състояние	Еднопосочен ефект с памет на формата	Двупосочен ефект с памет на формата
-----	Първоначална мартензитна форма		
Деформиране	Деформирана мартензитна форма		
Нагряване	Аустенитна форма		
Охлаждане	Мартензитна форма		

# Двупосочен ефект с памет на формата



# Супер (псевдо) еластичен ефект на СПФ



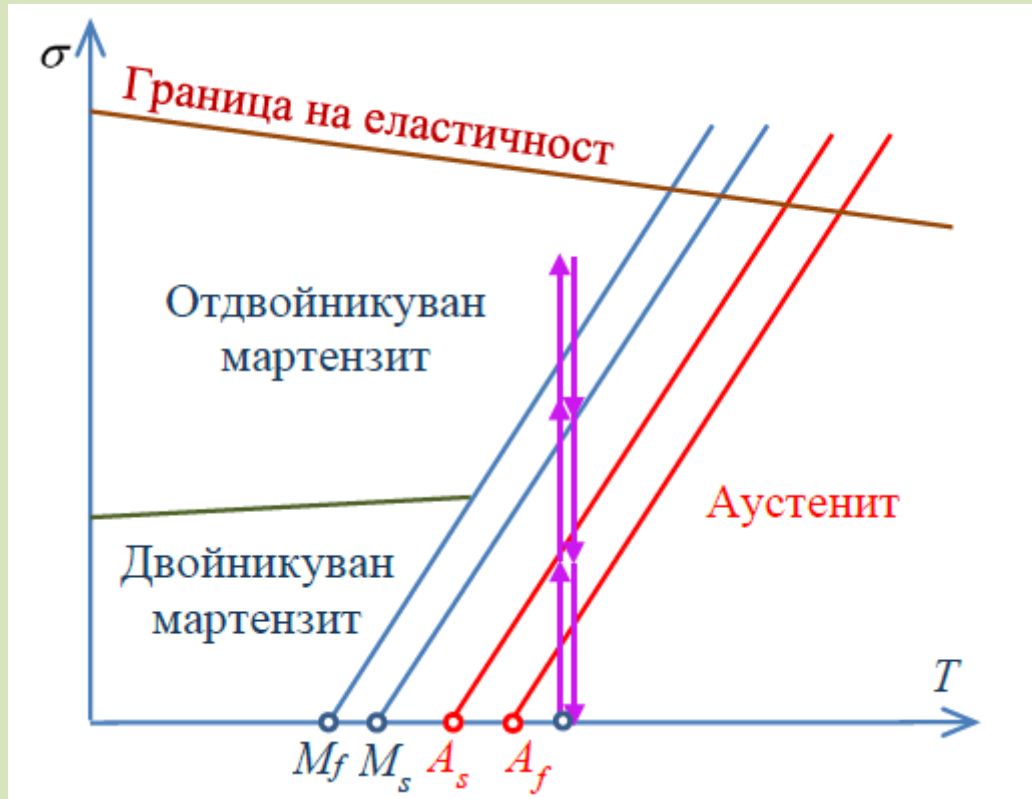
*Промяна на обема на мартензита към целия обем на СПФ*

За оценка на количественото съотношение на мартензитната фракция към целия обем на сплавта е въведен **параметърът на относителната мартензитна фракция**:

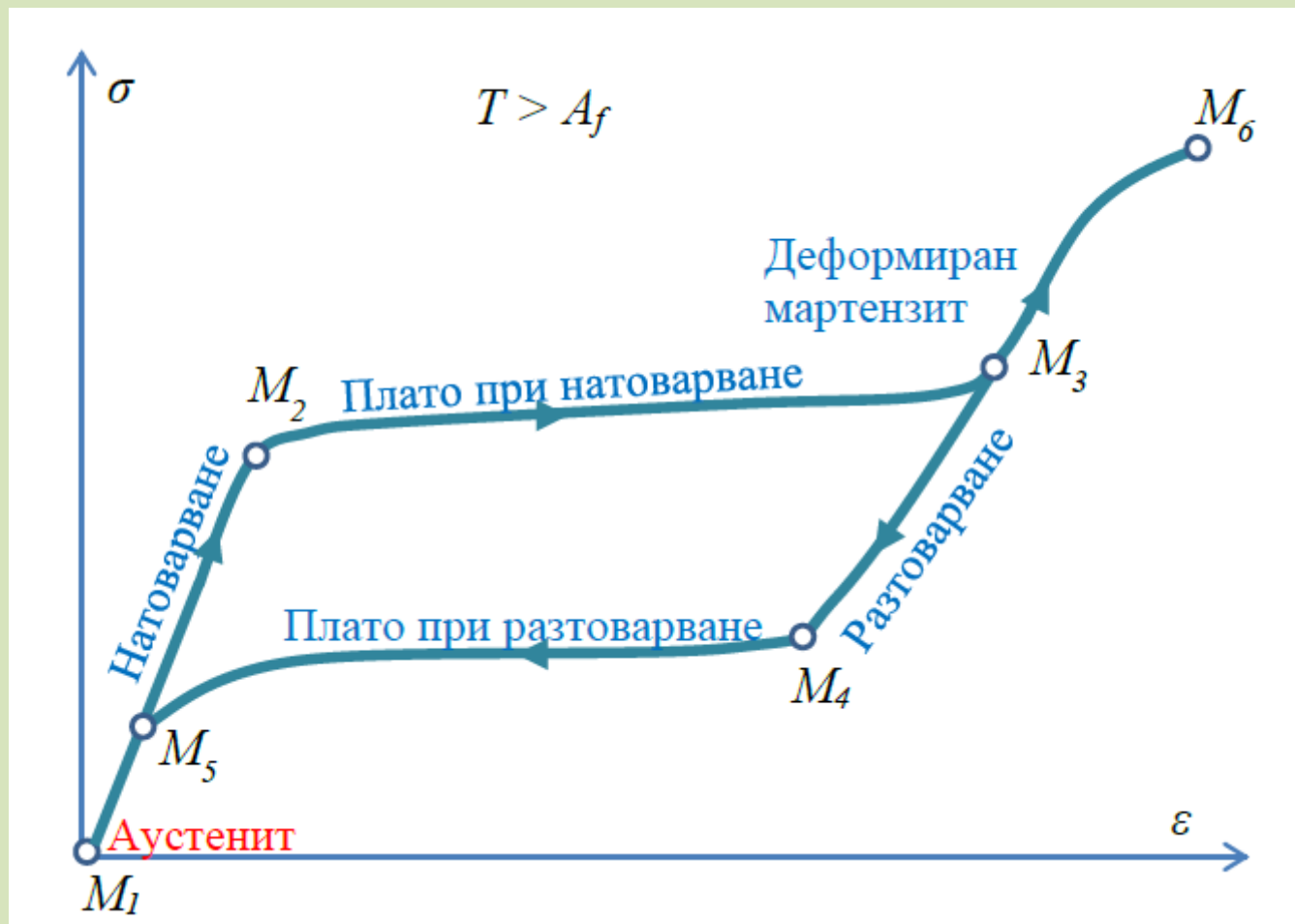
$$\xi_M = \frac{V_M}{V}$$

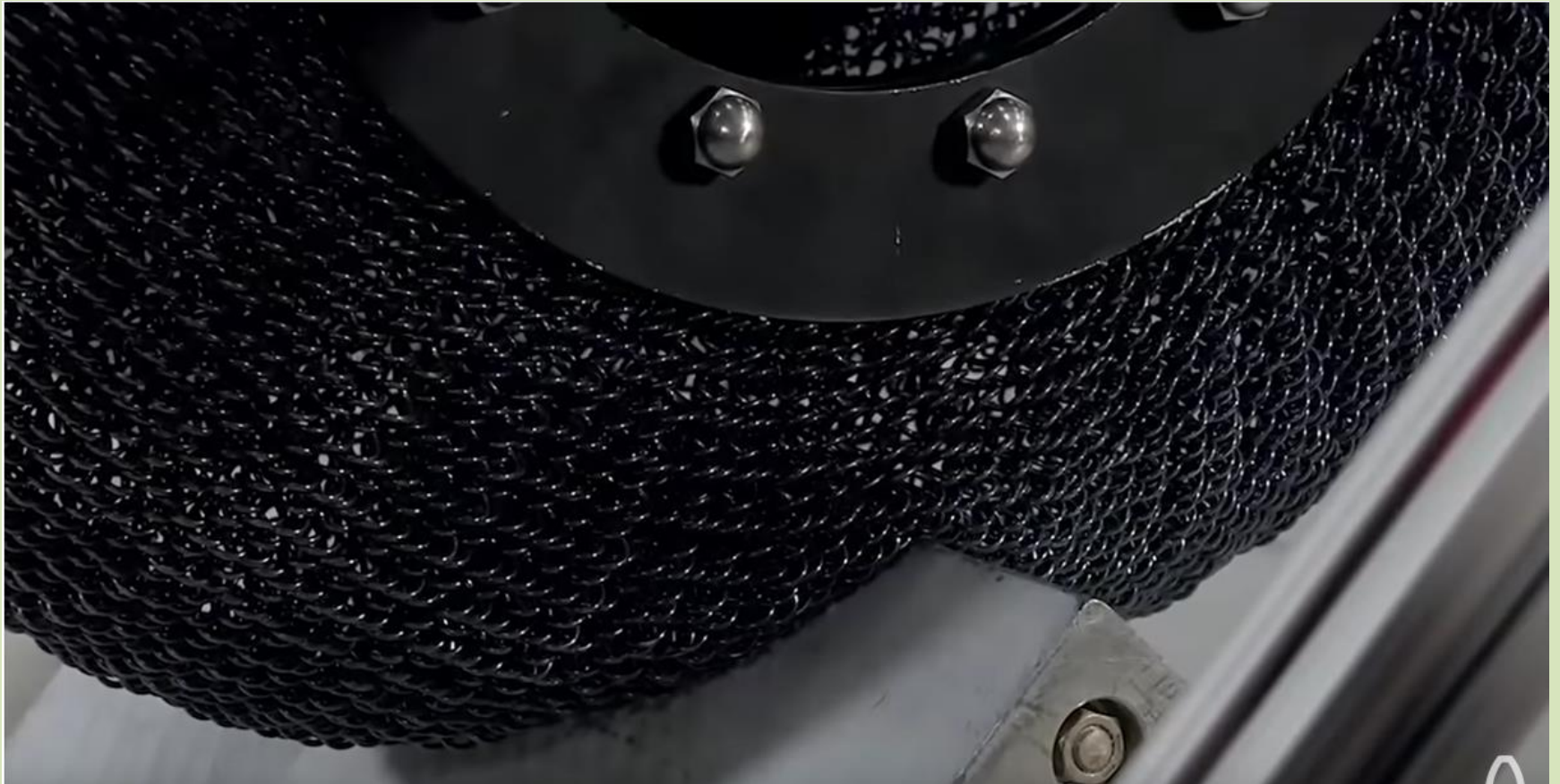
където  $V_M$  е обемът на мартензитната фракция, а  $V$  пълният обем на СПФ

# Супер (псевдо) еластичен ефект на СПФ



# Супер (псевдо) еластичен ефект на СПФ





<https://www.youtube.com/watch?v=2lv6Vs12jLc>

# Химичен състав и свойства на сплавите с памет на формата

Сплавите с памет на формата са **открити през 1932 г.** от шведския химик Arne Ölander, който изследвал супер еластичния ефект в Au-Cd сплав [1].

В днешно време се смята, че има основно два вида фамилии от СПФ:

- никел-титанови-Х материали (където Х е елемент представен в малки пропорции)
- „медно базирани“ материали – Cu-Al (Zn, Ni, Be и др.)[5].

Никел-титановите СПФ са открити през 1962 г. от William J. Buehler и Frederick Wang,[5,6]. Тези материали са популярни с техническото название **нитинол**, което идва от съкращения на двата метала и името на лабораторията (**N**ickel-**T**itanium **N**aval **O**rdnance **L**aboratory), където са получени за първи път.

Сплавите с памет на формата се произвеждат и доставят във формата на листове, тел, ленти и тръби. Освен това фирмите произвеждащи нитинол предлагат множество специфични форми на СПФ. Такива например са характерни за медицината като лазерно изрязани тръби във формата на стентове или за индустрията – СПФ тел, навита във формата на пружини.

# Химичен състав и свойства на сплавите с памет на формата

Таблица 2.2 Физични и механични свойства на СПФ [5]

Свойство	Мерна единица	Ni-Ti	Cu-Zn-Al	Cu-Al-Ni	Cu-Al-Be
Температура на топене	°C	1260-1310	950-1020	1000-1050	970-990
Плътност	Kg/m <sup>3</sup>	6400-6500	7800-8000	7100-7200	7300
Електрическо съпротивление (аустенит-мартензит)	$\Omega\text{m} \times 10^4$	0.5-1.1	0.7-0.17	0.1-0.14	0.7-0.09
Топлинна проводимост при стайна температура	W/(m.K)	10-18	120	75	
Специфична топлина	J/(kg.k)	490	390	440	
Коеф. на температурно удължение (аустенит-мартензит)	$10^{-6}\text{K}^{-1}$	6.6-10	17	17	
Трансформационна енталпия	J/kg	28000	7000	9000	7200
Модул на Юнг	GPa	30-95	70-100	80-100	90
Напр. на опън	MPa	800-1000	800-900	1000	900-1000
Хистерезис ( $A_s-M_f$ )	°C	20-40	10-20	20-25	20-25
Разстояние ( $A_f-A_s$ )	°C	30	10-20	20-30	15-10
Макс. относително удължение	%				3-5
-еднопосочен ефект		8	3-5	3-6	2
-двупосочен ефект		5	2	3	
цикли(N)=100		5	1	1.2	
цикли(N)=10 000		2.5	0.8	0.8	
цикли (N)=100 000		2	0.5	0.5	
Макс. темп. на употреба (1 час)	°C	400	160	300	400
Супереластично удължение	%				
-поликристал		4	2	2	3
-монокристал		10	10	10	10
Демпфериране	SDC-%	15	30	10	
Корозионно съпротивление		Отлично	Средно	Добро	Средно
Биологична съвместимост		Добра	Лоша	Лоша	Лоша



# Химичен състав и свойства на сплавите с памет на формата

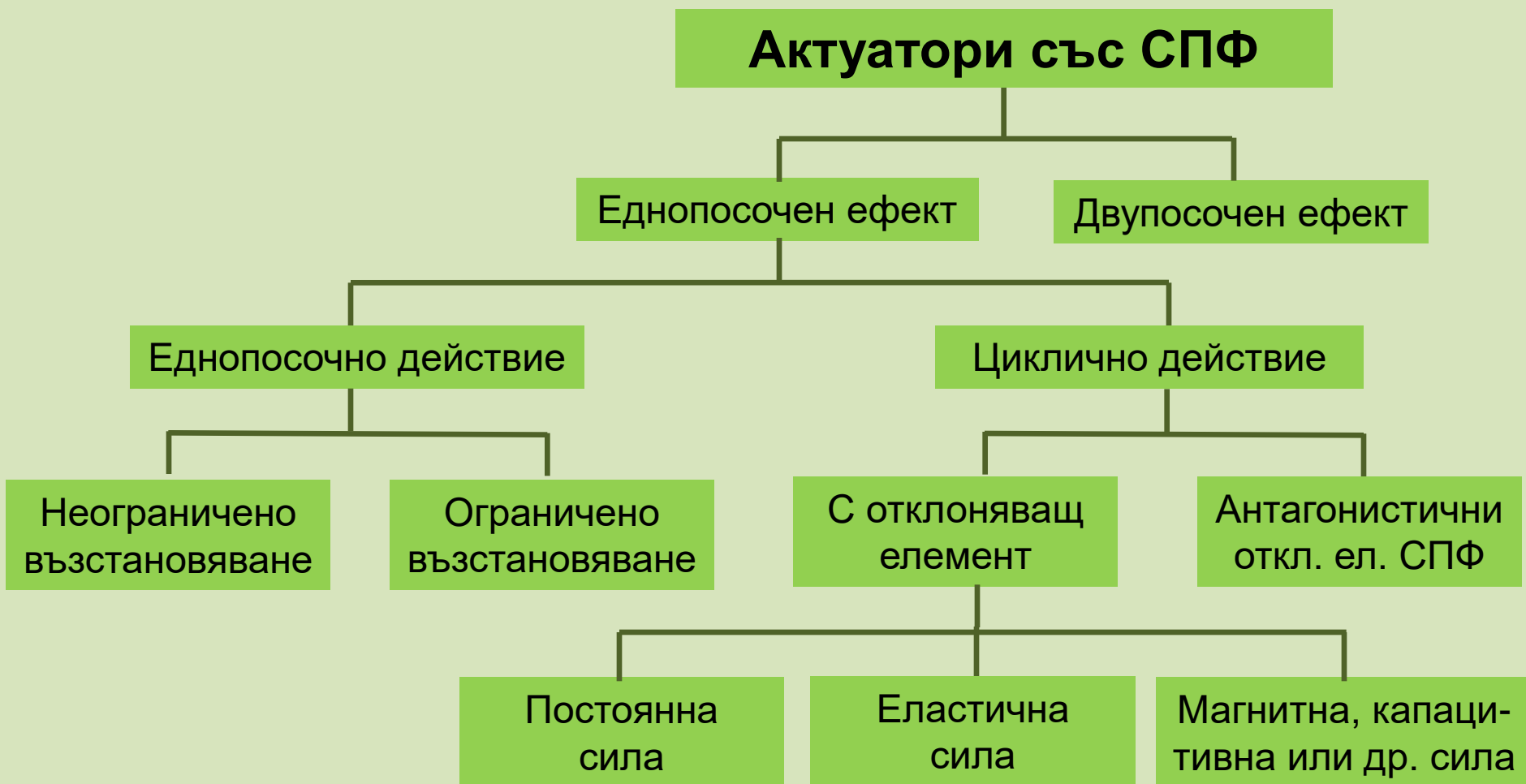
Таблица 2.3 Физични и механични свойства на нитинола [3]

Параметър/Свойство	Мерна единица	Стойност
Температура на трансформация ( $M_s$ )	°C	-200 ~ 110
Латентна топлина на трансформация	J/kg	28 000
Хистерезис	°C	2-50
Трансформационно удължение (за поликристален материал)		
Еднопосочен ефект	%	Макс. 8 (за 1 цикъл) 6 (за 100 цикъла) 4 (за 100 000 цикъла)
Двупосочен ефект	%	3.2
Топлинна проводимост		
Аустенит	W/m°C	18
Мартензит		8.6 ~ 10
Електрическо съпротивление		
Аустенит	$\Omega\text{m} \times 10^{-4}$	82
Мартензит		76
Модул на Юнг	GPa	
Аустенит		75 ~ 83
Мартензит		28 ~ 41
Коефициент на Поасон	-	0,33
Максимална якост на опън обемно закалена	MPa	895
Якост на умора ( $N=10^6$ )	MPa	350
Заваряемост към други материали		Извънредно трудно
Заваряване със себе си		Относително лесно чрез съпротивителен или TIG метод

# Mechanical Properties of Ni–Ti Compared to

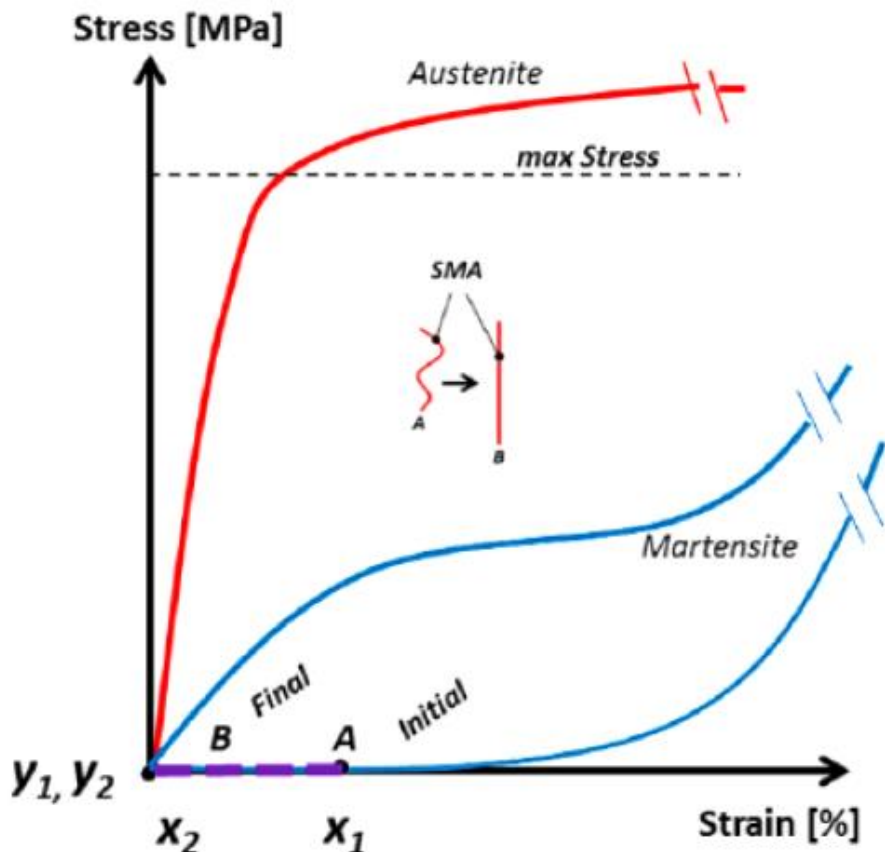
	Ni-Ti	Stainless Steel
Max. reversible elastic deformation	8%	0.8%
Mass density	6450 kg.m <sup>-3</sup>	7850 kg.m <sup>-3</sup>
Young's modulus (E)	M: 28-41 Gpa A: 83 GPa	190-210 GPa
Shear Modulus (G)	M: 10-15.5 Gpa A: 31 GPa	75-80 GPa
Poisson's ratio (ν)	0.33	0.27-0.30
Yield stress	A: 195-690 Mpa M: 70 – 140 MPa	400-1600 MPa
Ultimate stress	895 – 1900 MPa	700- 1900 MPa
CTE	A: 11x10 <sup>-6</sup> /°C M: 6.6x10 <sup>-6</sup> /°C	8-10x10 <sup>-6</sup> /°C

# Приложение на СПФ. Актуатори със СПФ

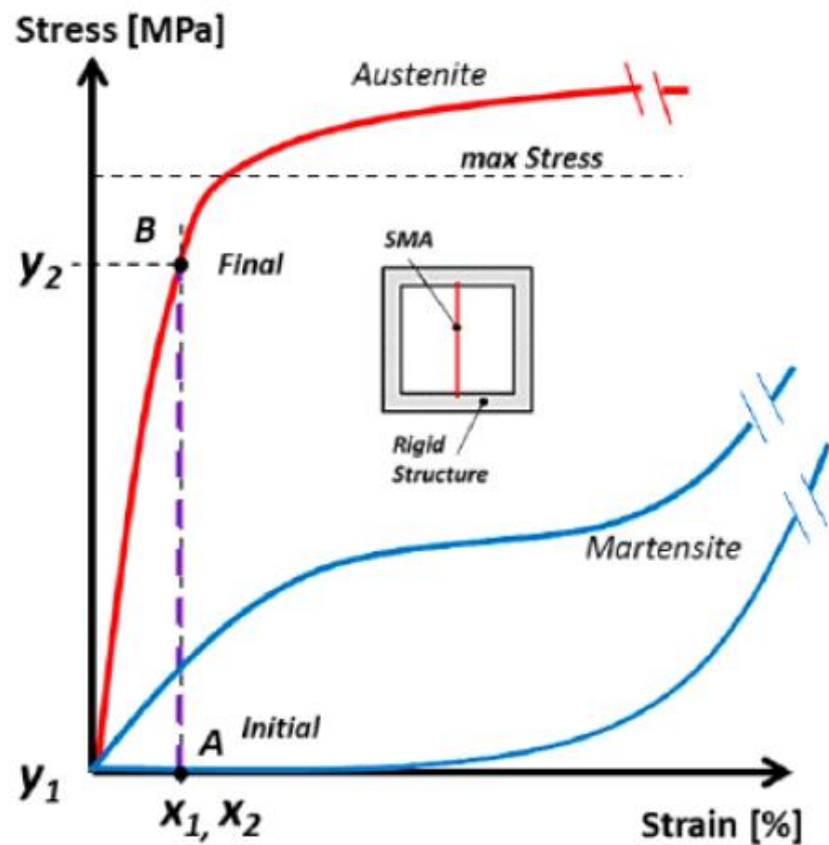


# Приложение на актуатори със СПФ

*Актуатори с еднопосочно действие:*



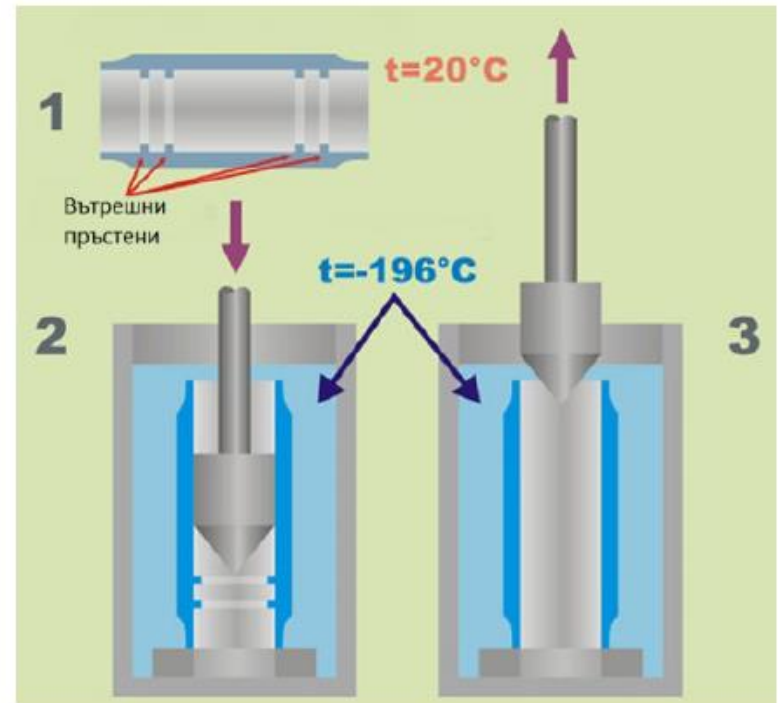
*а) с неограничено възстановяване;*



*б) с ограничено възстановяване [8].*

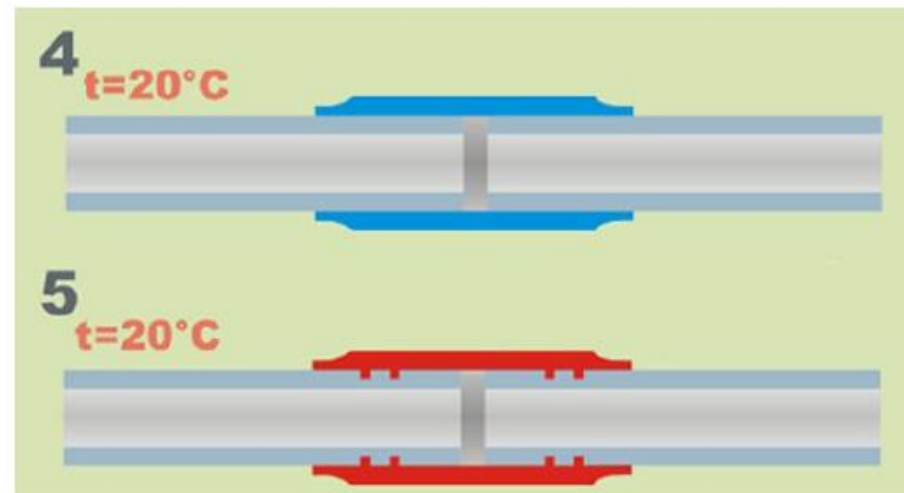


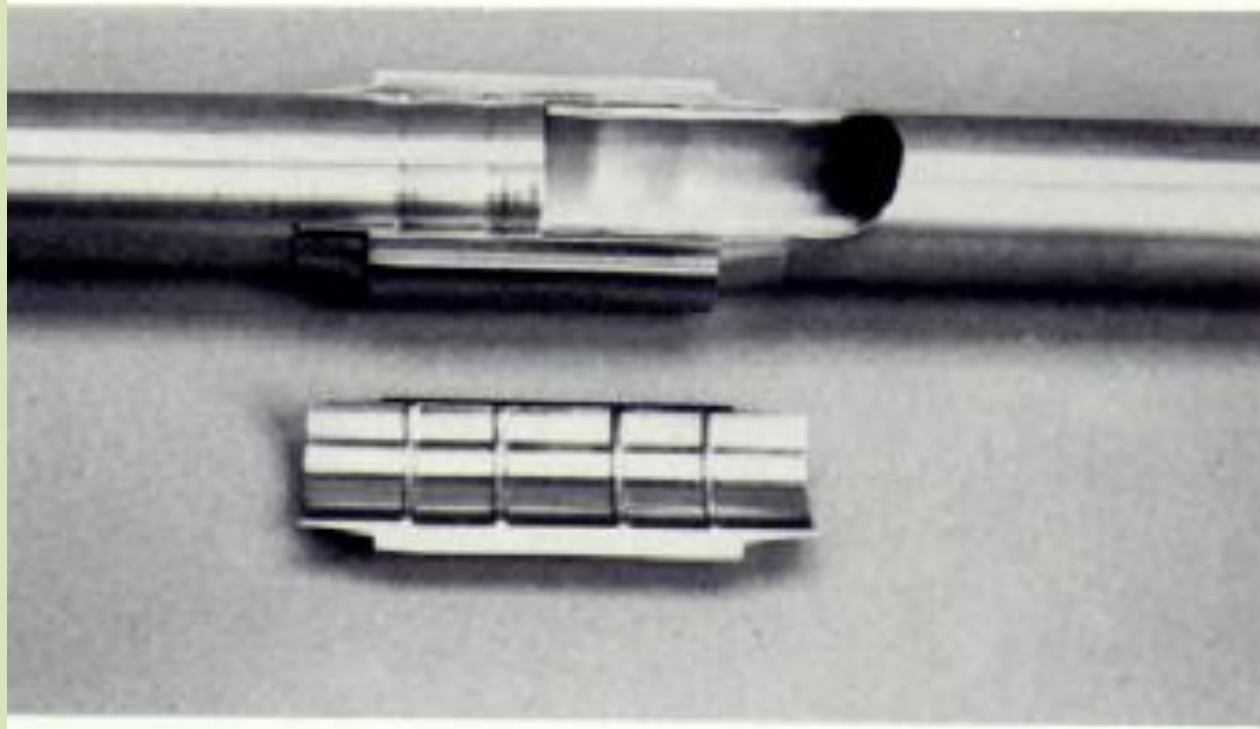
а)



б)

Криогенен съединител от СПФ: а) изходна форма на втулката с вътрешни пръстени; б) изглаждане на пръстените в среда с течен азот; в) свързване на тръбите с втулката при стайна температура, (с преработка от [9])

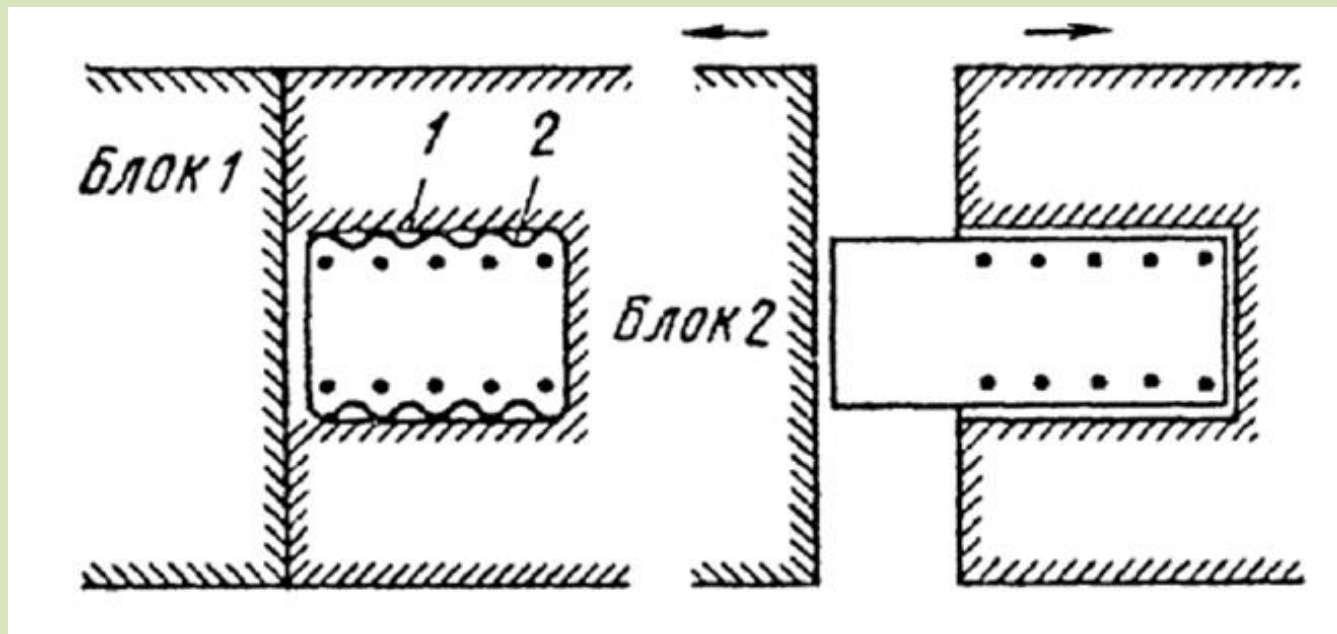






# Приложение на актуатори със СПФ

*Актуатори с еднопосочно действие:*

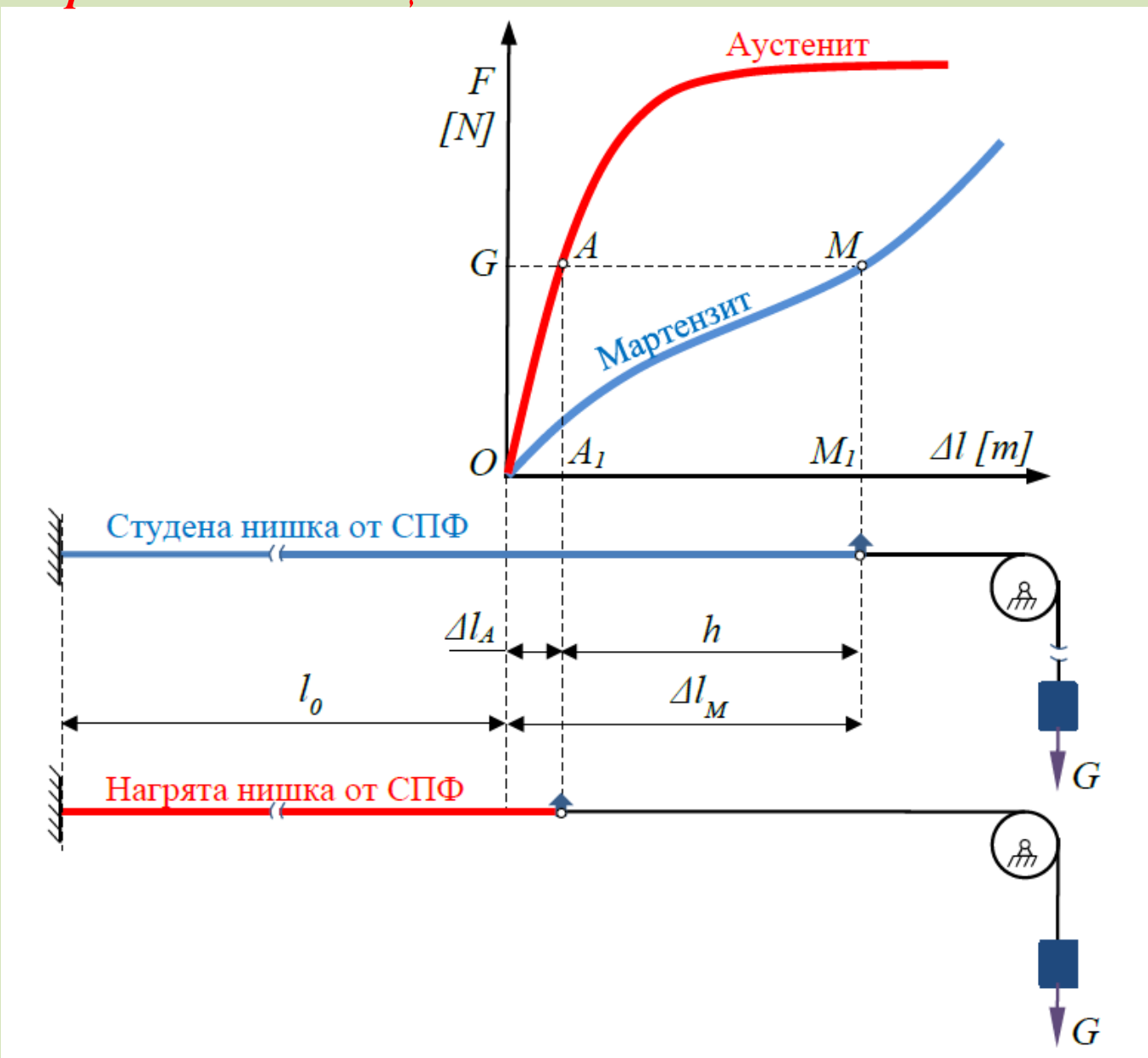


*Еднопосочен и еднократен актуатор за разединяване на степените на ракети [10]*



# Приложение на актуатори със СПФ

Актуатори с отклоняващ елемент с постоянна сила:



# Приложение на актуатори със СПФ

Актуатори с отклоняващ елемент с постоянна сила:

Ход на актуатора

$$h = \Delta l_M - \Delta l_A$$

Силата на нишката от СПФ  
в точка М

$$F_{SMAM} = \frac{E_M A}{l_0} \Delta l_M = G$$



$$\Delta l_M = \frac{G l_0}{E_M A}$$

От силата в нишката от СПФ  
в точка А



$$\Delta l_A = \frac{G l_0}{E_A A}$$

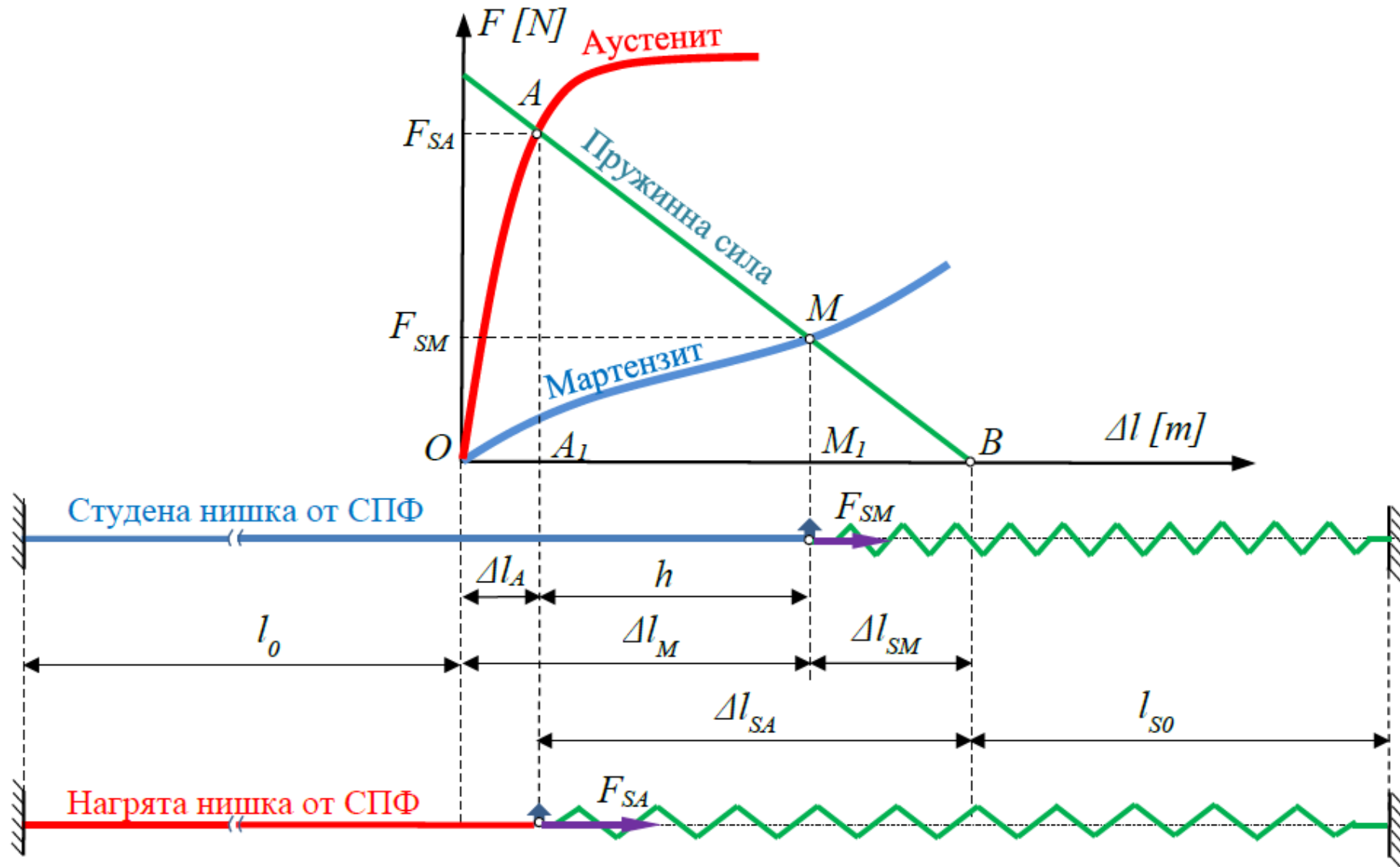
$$h = \frac{(E_A - E_M) G l_0}{E_M E_A A}$$

$$l_0 \geq \frac{h}{0.05}$$

$$\sigma_{pM} \leq \frac{F_{SMAM}}{A}$$

# Приложение на актуатори със СПФ

Актуатори с еластичен отклоняващ елемент с линейна сила:



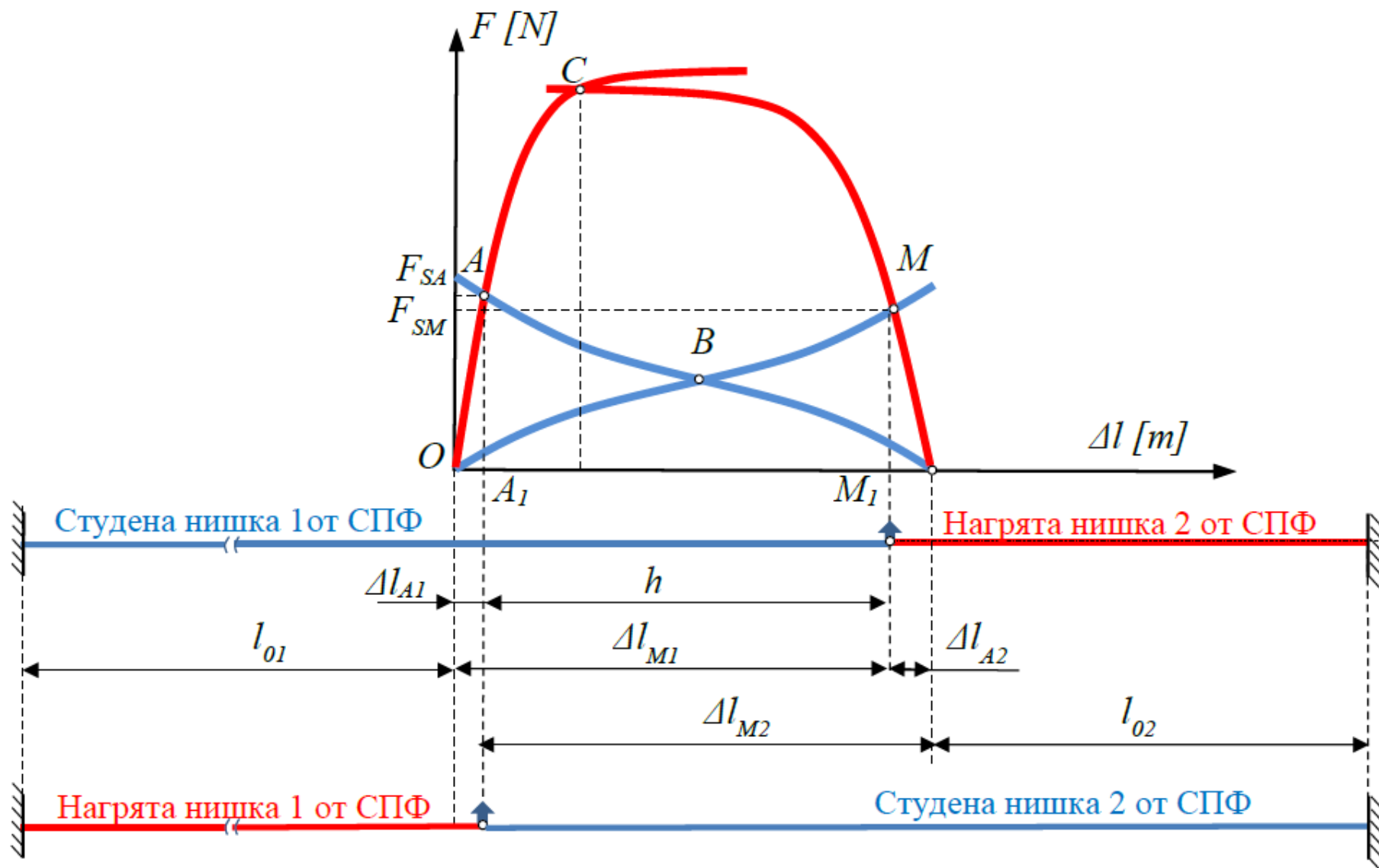
# Приложение на актуатори със СПФ

*Актуатори с еластичен отклоняващ елемент с линейна сила:*

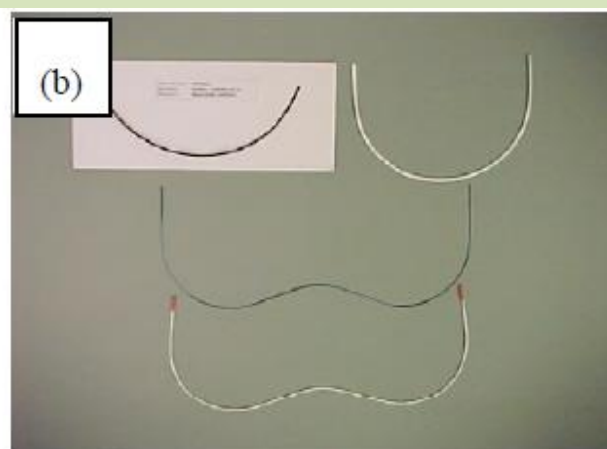


# Приложение на актуатори със СПФ

Антагонистични актуатори с отклоняващ елемент СПФ:



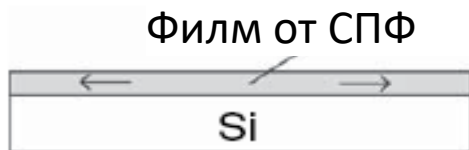




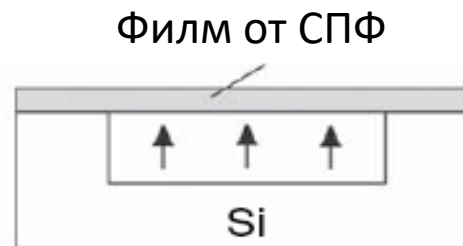
Антенa на клетъчен телефон,  
базирана на ECE

# Основни типове МЕМС базирани на СПФ

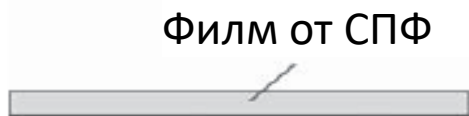
(a) Биморфен тип



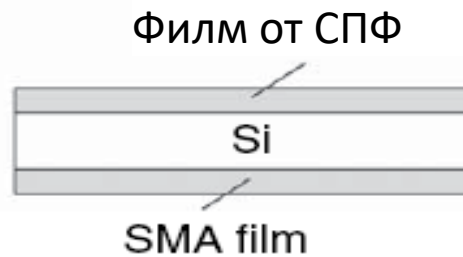
(b) Свободен тип



(c) Двупосочен тип



(d) Диференциален тип

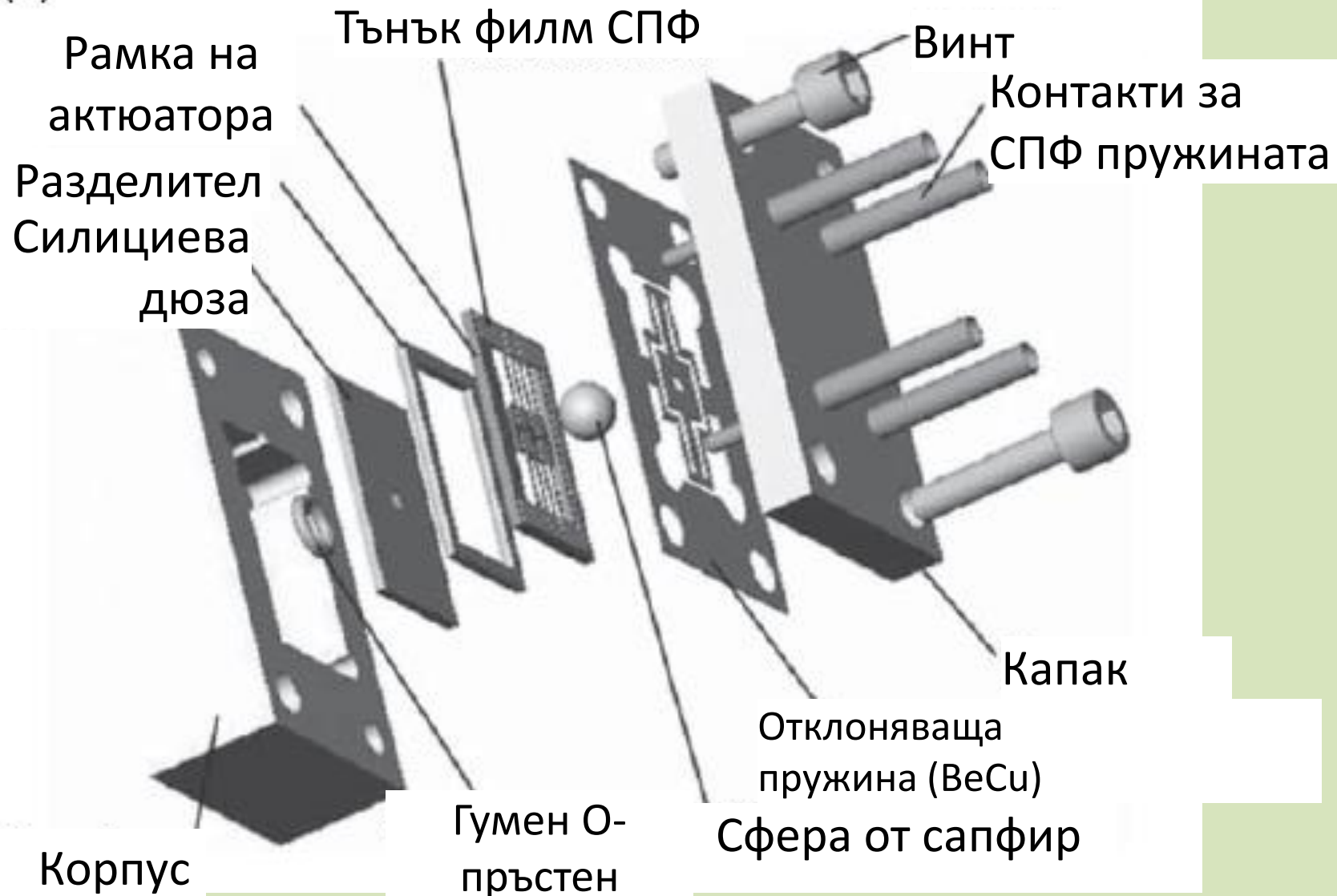




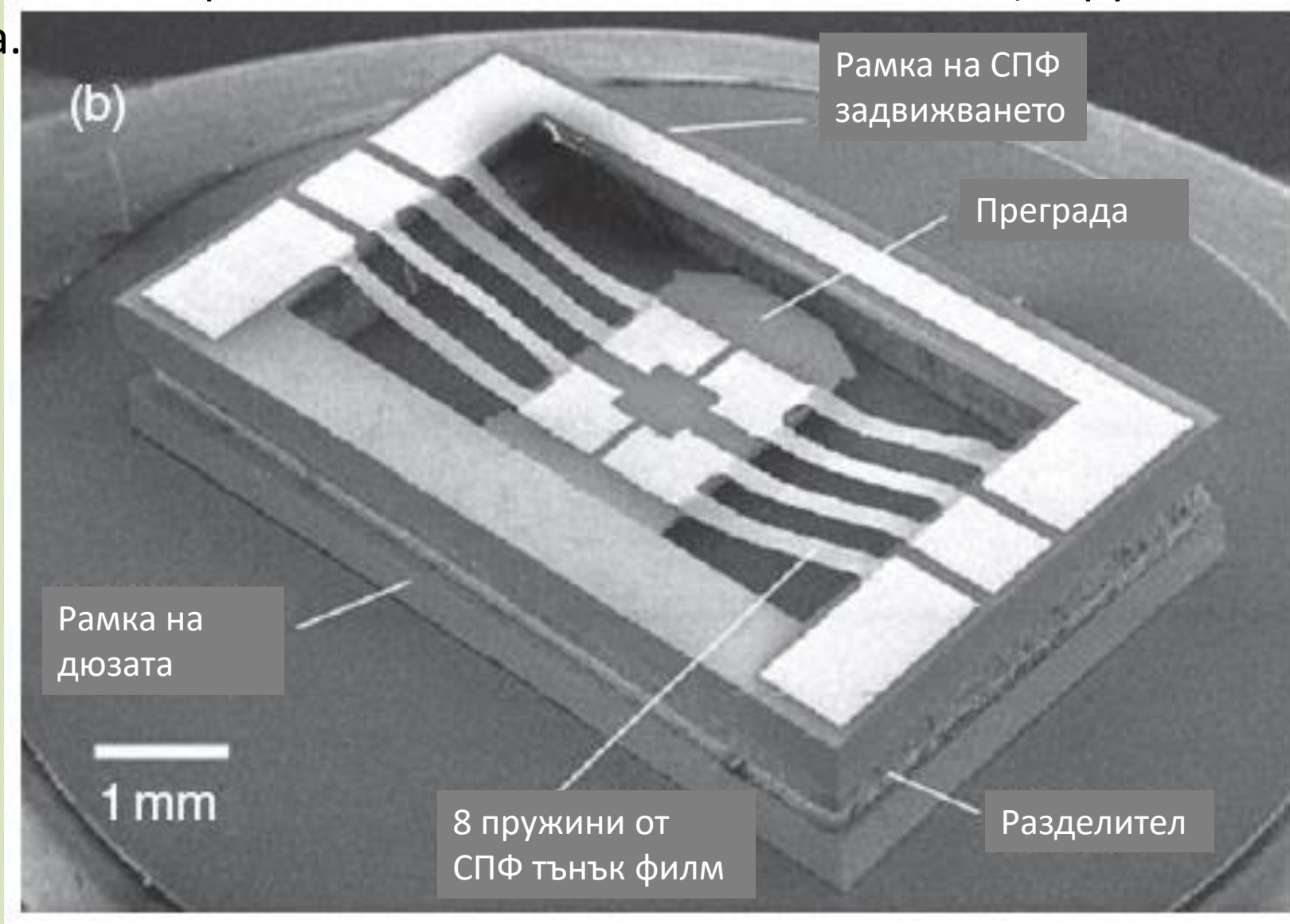
- a) При биморфните задвижвания отклоняващата сила се получава от термичното напрежение, което действа на подложката. Те имат големи деформации, но са с малки сили. Прилагат се при микро-хващачи и микро-огледала.
- b) В свободните задвижвания се използва външен източник на напрежение като отклоняваща пружина или налягане. Силите са големи при значително големи ходове. За микро-помпи и микро-клапани.
- c) Двупосочните типове МЕМС използват двупосочния ефект на памет на формата – заемане на две произволно зададени форми при загряване и охлаждане, което е многократно повтаряща се промяна на формата без отклоняваща сила. Този ефект се постига чрез принудително стареене, което е трудно приложимо в МЕМС. Управлението на процеса е трудно. Поради тези причини този тип задвижване рядко се използва в МЕМС.
- d) В диференциалните задвижвания два СПФ актюатори работят антагонистично, т.е. ако единият се загрява за да се свие, а другият актюатор при стайна температура се удължава. Голяма сила и висок КПД, но термичното изолиране на двата актюатора е труден проблем.

# Микро-клапан задвижван от СПФ филм

(a)



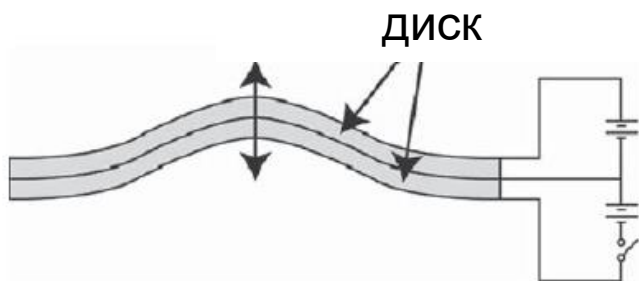
Снимка на микро-клапана без капак, възстановяваща пружина и сфера.



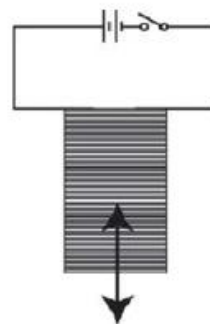
Ход 100  $\mu\text{m}$ ; сила 0.5 N; ток 50–100 mA; Време за реакция около 10 ms; макс. дебит до 2000 ccst при 0.13 MPa. Пружини ленти от TiNi тънък филм 3.5x250  $\mu\text{m}$

# Видове задвижвания използвани за микро помпи

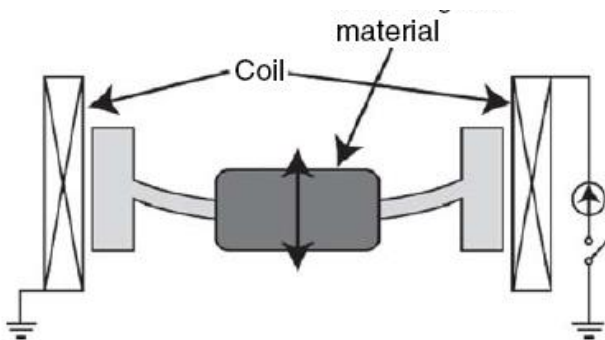
Пиезоелектричен



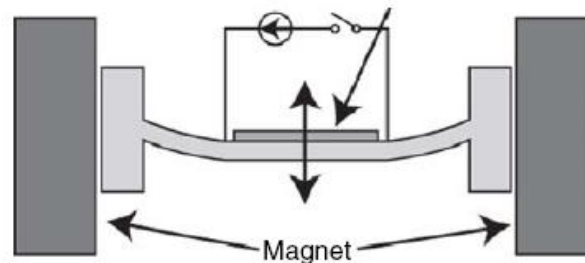
Пиезоелектричен стек



(c) Електромагнитно

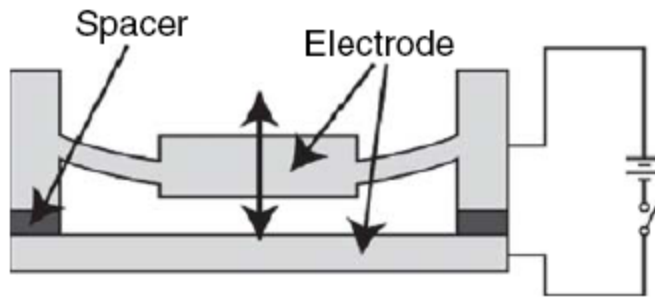


(d) Електромагнитно (Лоренцова сила)

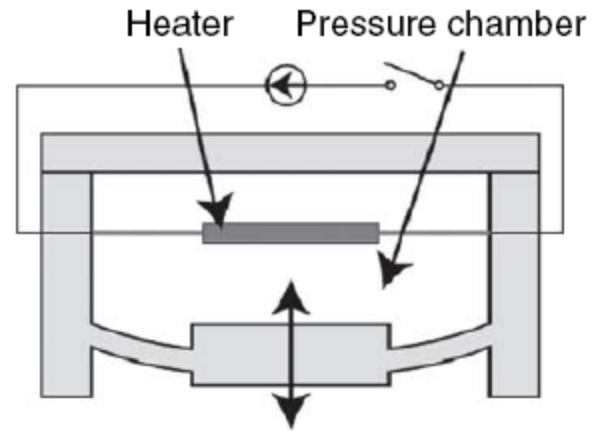


Принцип на задвижане	Относителен ход	Сила	Специфична работа (J/m <sup>3</sup> )	Честота	Напрежение
Електростатичен	32%/~100%	0.04 N	1,8.10 <sup>5</sup>	3 kHz	5-100
Пиезо	0,1%	40 MPa	1,2.10 <sup>5</sup>	10 kHz	20-30
СПФ тънък филм	5%	600 MPa	3,0.10 <sup>7</sup>	100Hz	1-10

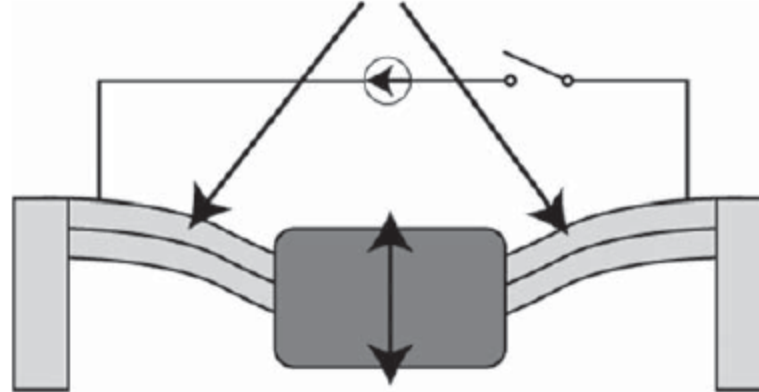
(e) **Електростатично**



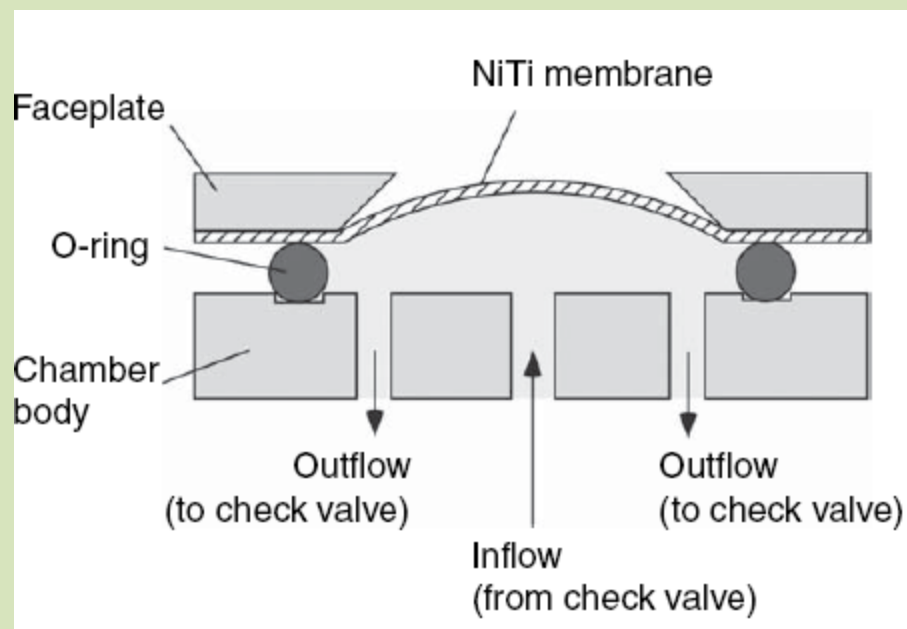
(f) **Термопневматично**



(g) **СПФ  
SMA**



# Микропомпи задвижвани от СПФ



## Принцип на действие :

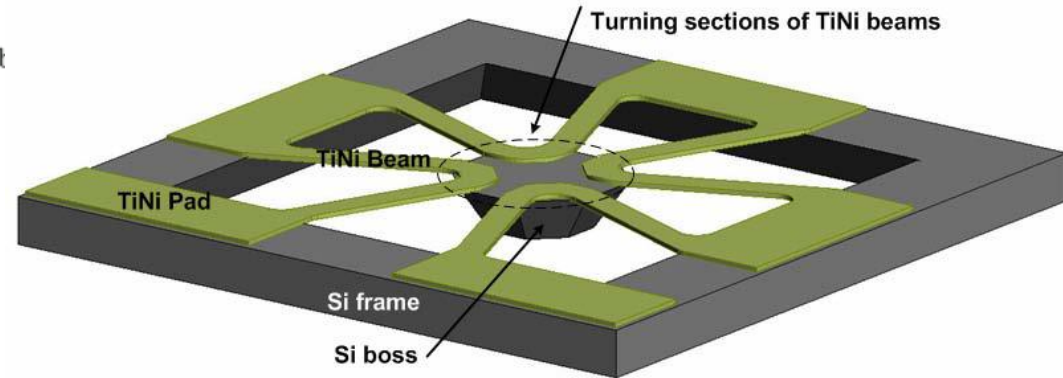
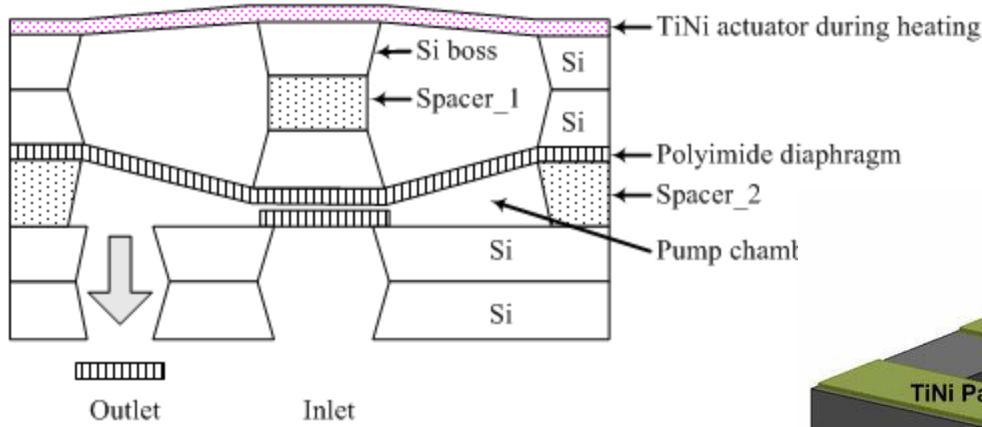
Под влияние на входното налагане мембраната се деформира нагоре при стайна температура. Следва загряване на течността и мембраната се трансформира от мартензит в родителската фаза като деформацията ѝ намалява. Обемът се променя и това предизвиква изтичане на флуида. В тази помпа влиза студена течност и е изтласква топла течност.

## Технически характеристики:

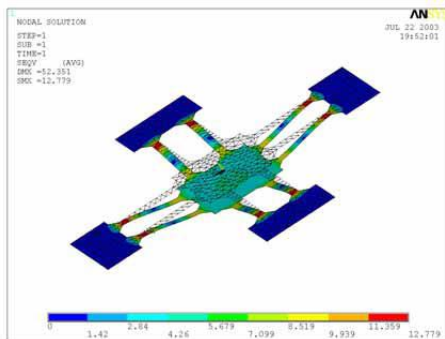
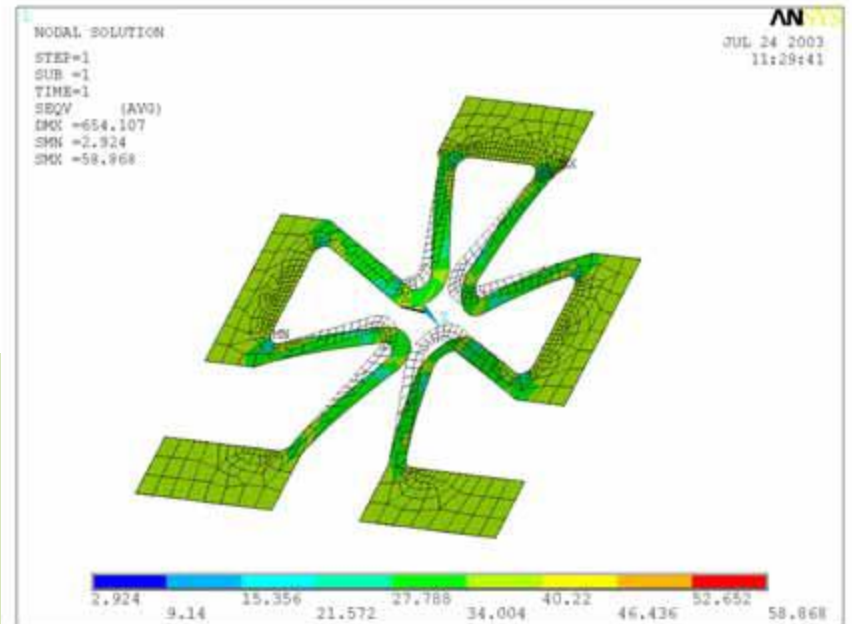
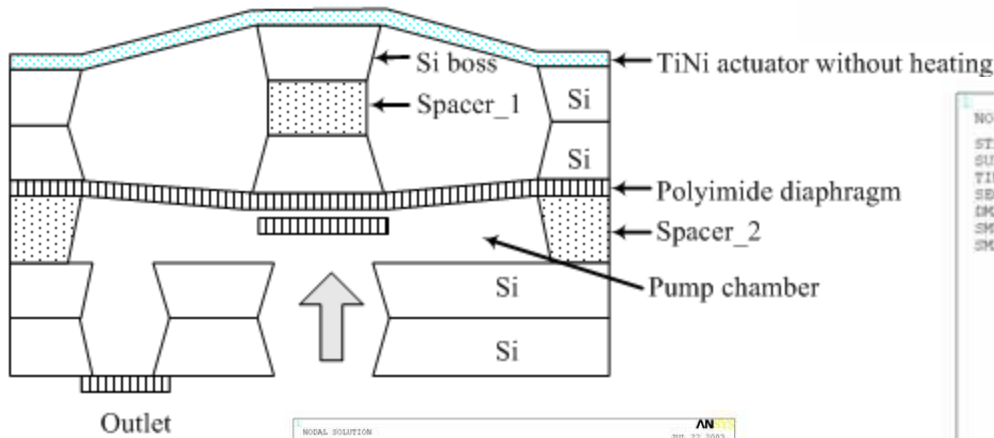
Работна честота 100 Hz, Цялата помпа е куб със страна 2 cm и е с NiTi мембрани на 4 страни постига дебит 152 cm<sup>3</sup> /min и изходна сила 100 N.

( Shin D D, Mohanchandra K P, Carman G P 2005 Development of hydraulic linear actuator using thin film SMA. Sens. Actuators A 119, 151–6.)

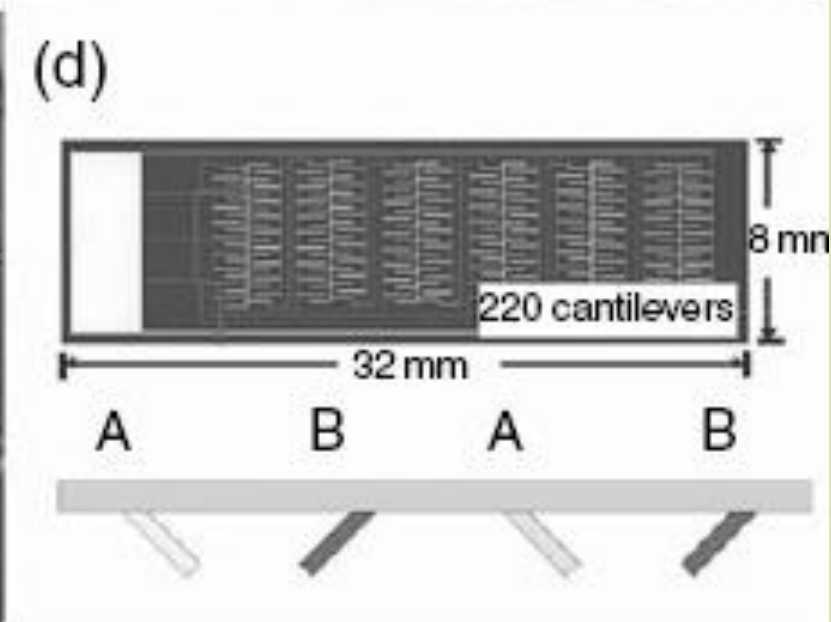
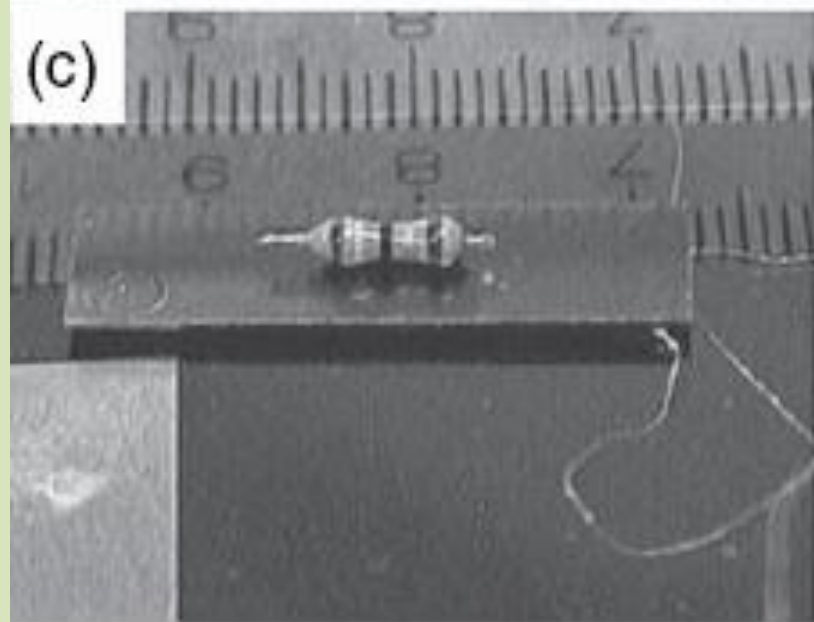
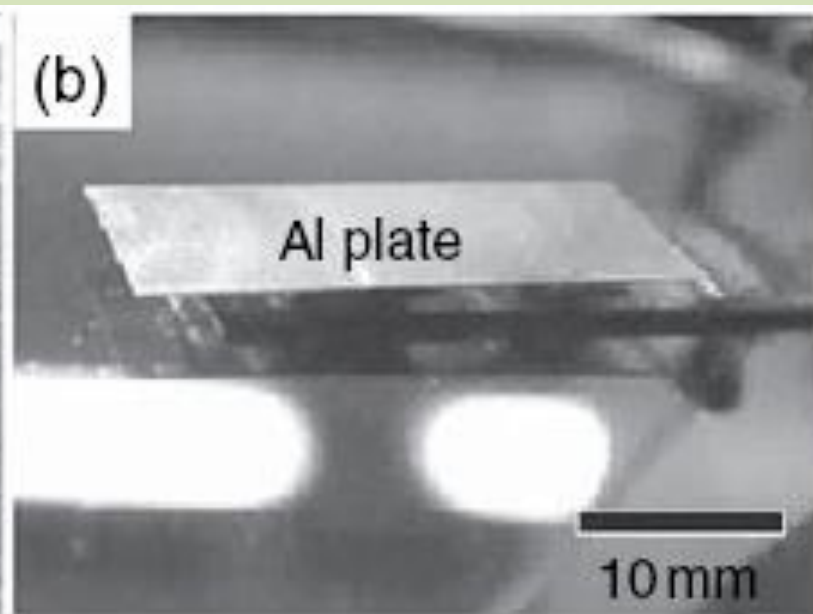
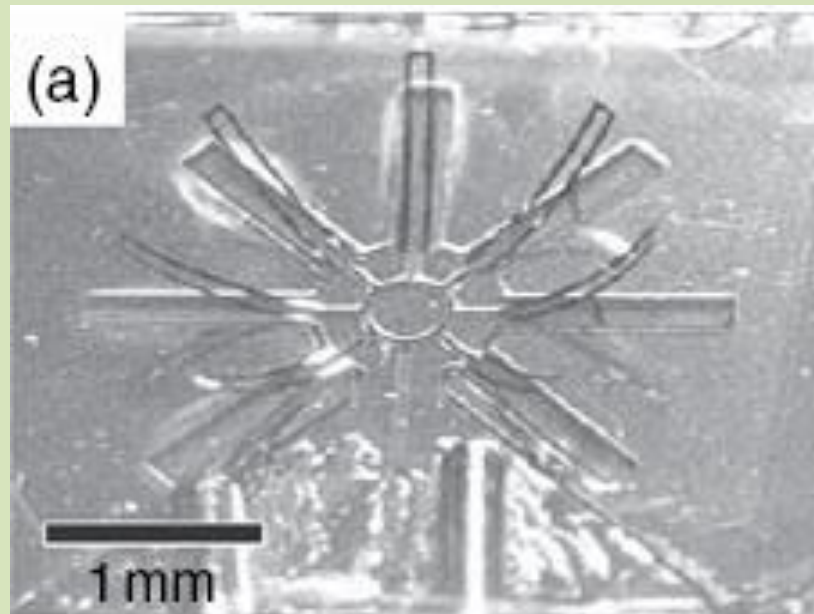
## Pumping Mode



## Sucking Mode



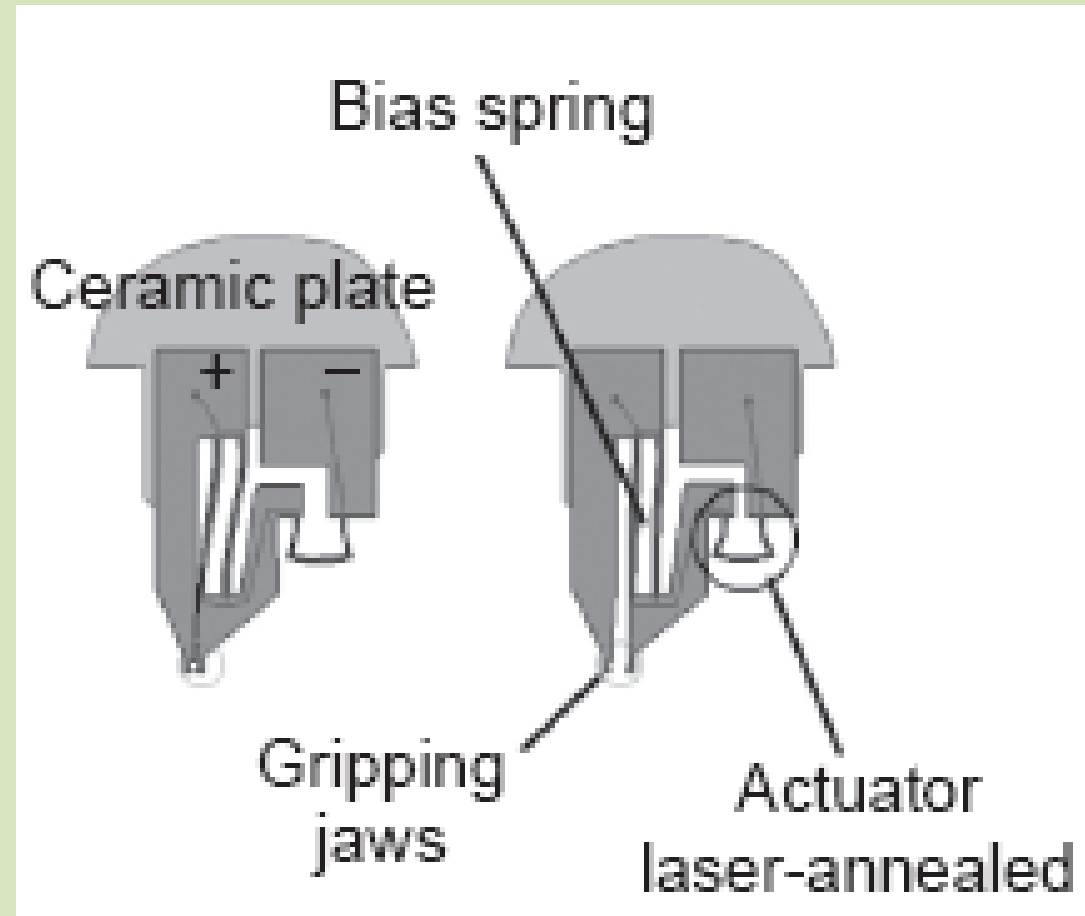
# Хващачи, микроконвейери и микророботи използващи СПФ



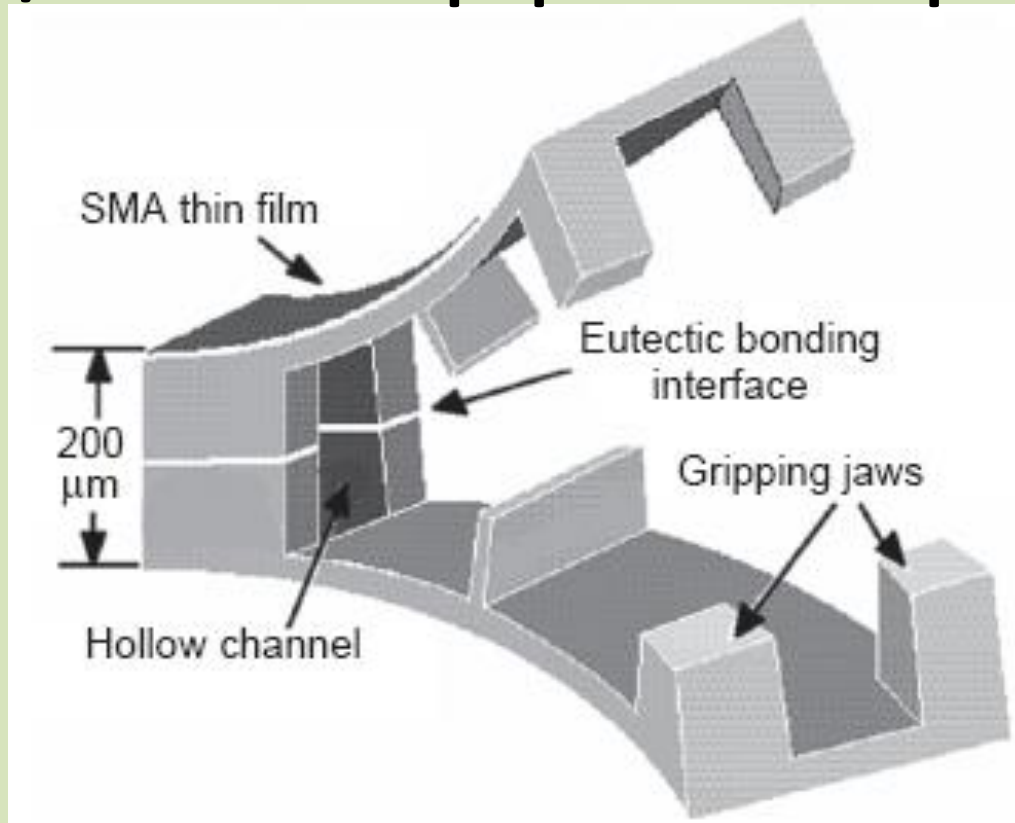


# Monolithic Design: Laser Annealing of SMA (LASMA)

Лазерно закален микрохващач проектиран за манипулации при терапия за реконструкция на кости. Изработен е от студено валцован Ni–Ti–Cu (5% at.) лист.



# СПФ/Si биморфен микрохващач.



5 μm Ni–Ti–Cu тънък филм  
е нанесен на силициева  
основа.

Размери 1000 x200x380 μm.

Всяка страна се деформира до 55 μm.

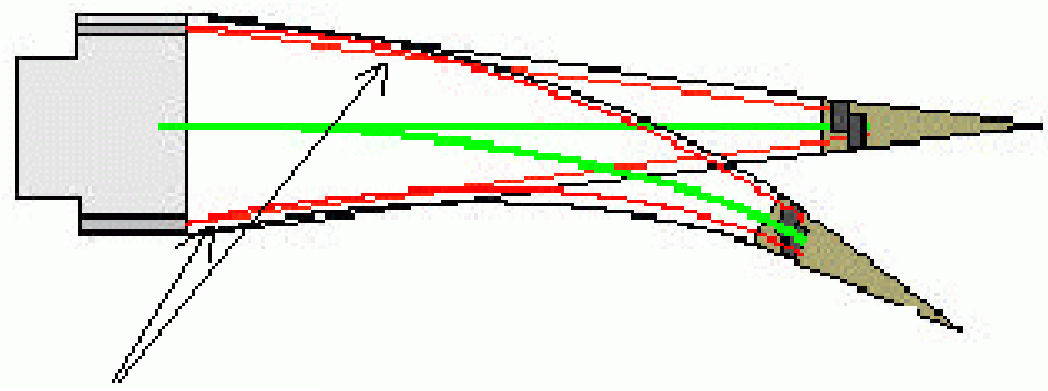
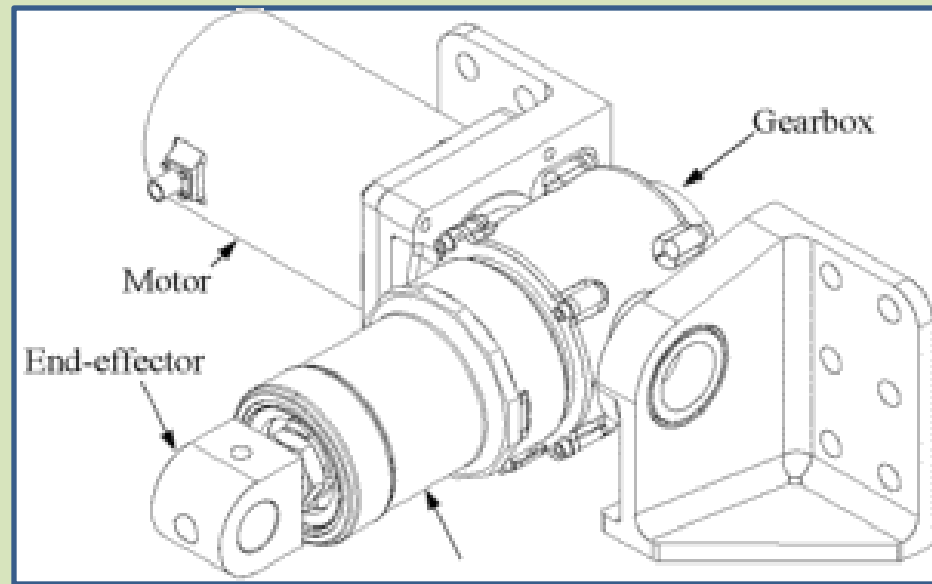
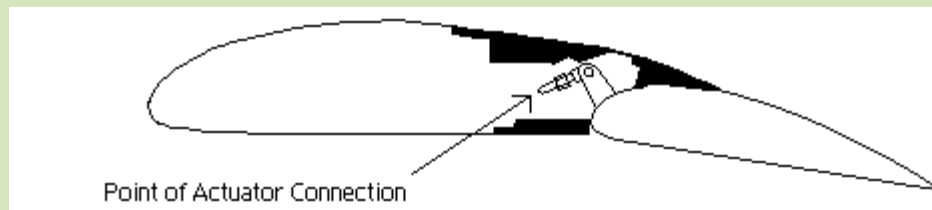
Общо за хващача 110 μm.

Нагриване до 70С.

При пълно отваряне има 13mN захващаща сила на краищата.

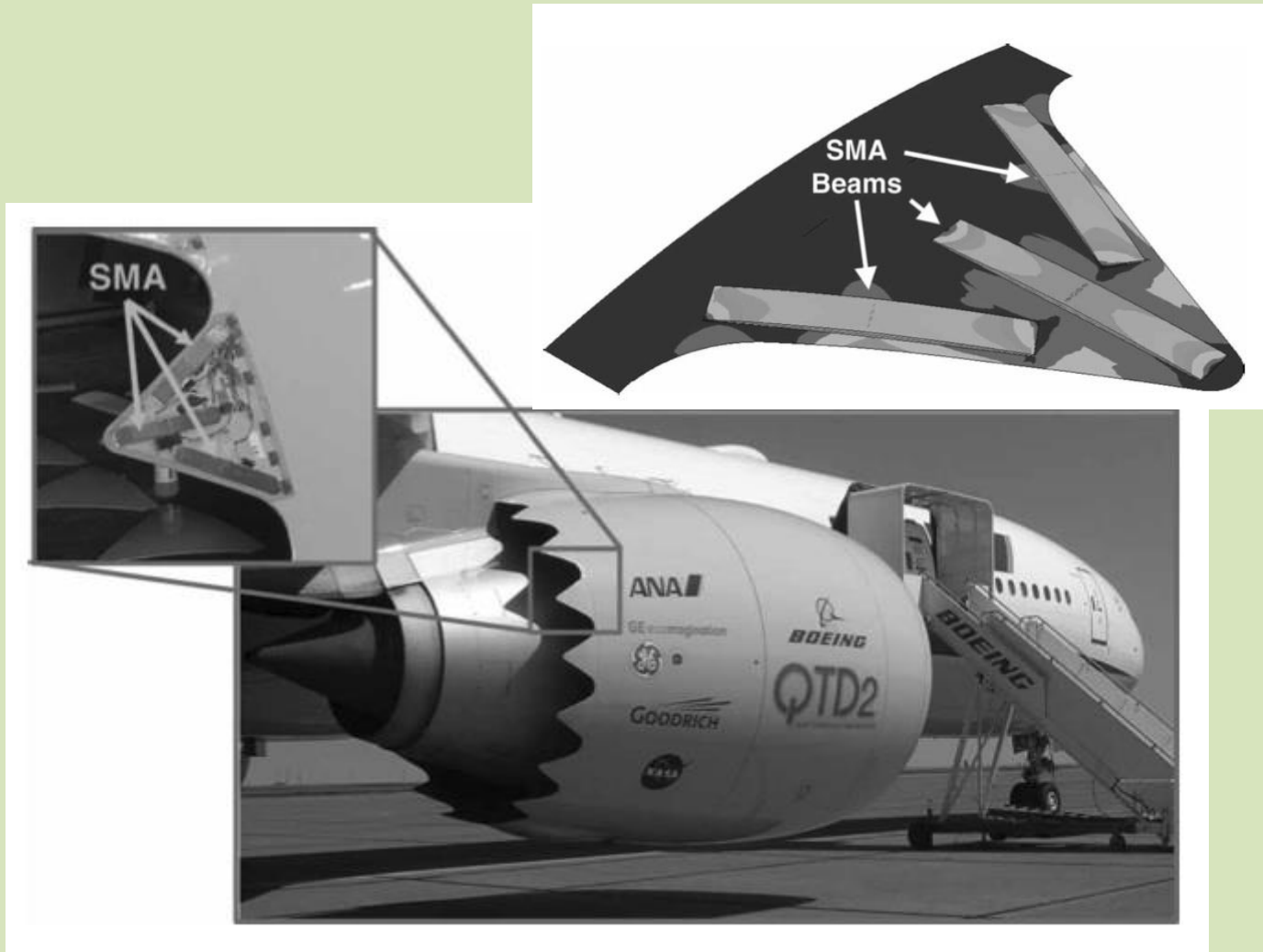
Максимална честота (от пълно отваряне до затваряне е около 100 Hz във въздух.

Мощност на захранването 30mW във въздух и 150mW във вода.



НИШКИ ОТ СПФ





Геометрията на двигателя се променя с шевронни СПФ греди. При високи температури задното сечение на двигателя е свито за по-нисък шум, а когато е нависоко температурата е по-ниска и изходящото сечение на двигателя се отваря за да подобри работата.

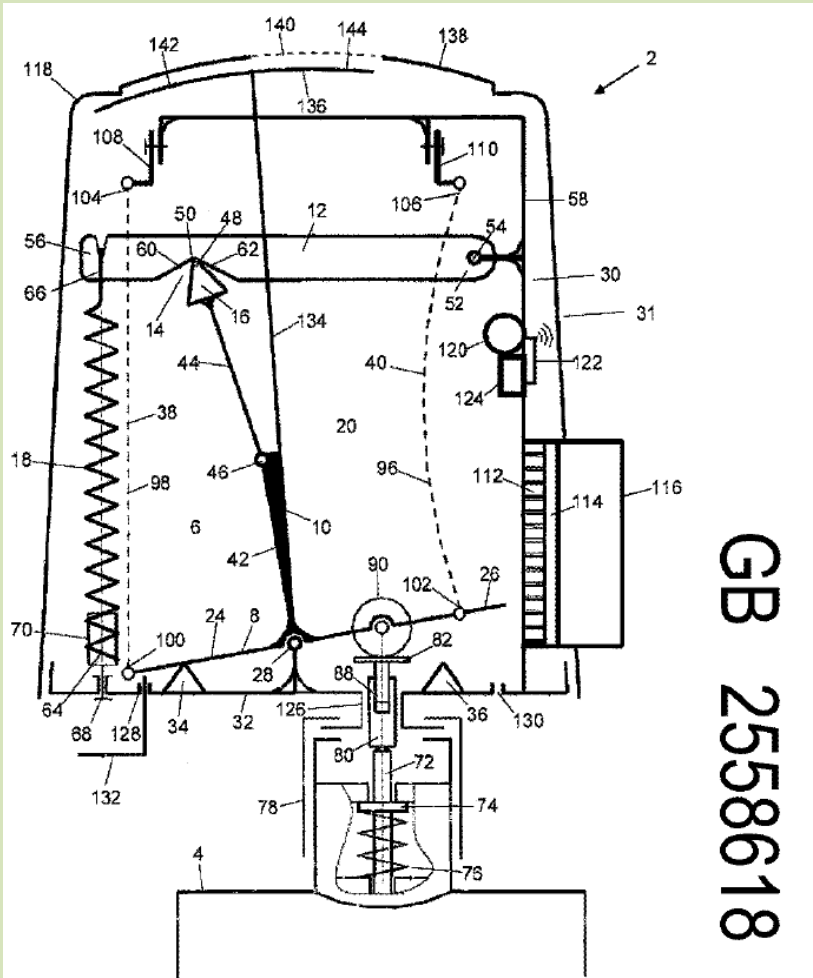
[https://webdocs.cs.ualberta.ca/database/MEMS/sma\\_mems/flap.html](https://webdocs.cs.ualberta.ca/database/MEMS/sma_mems/flap.html)

## Линейни и ротационни СПФ двигатели

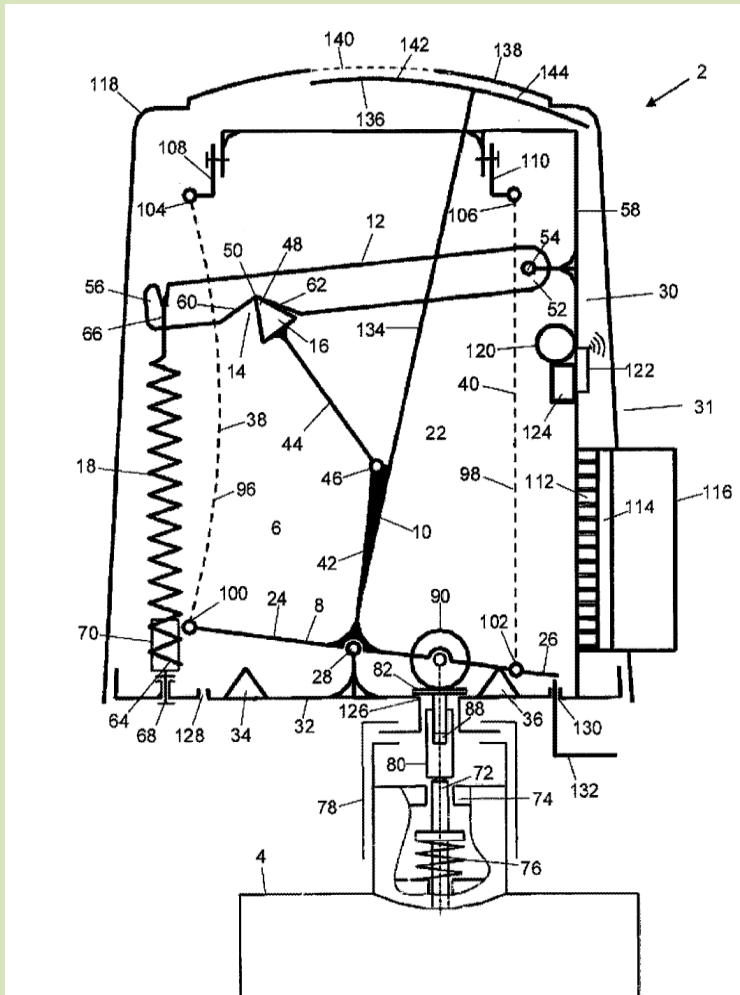
Модел MigaOne  
Сила -11 N  
Ход -10 mm.  
Цена \$39.95.

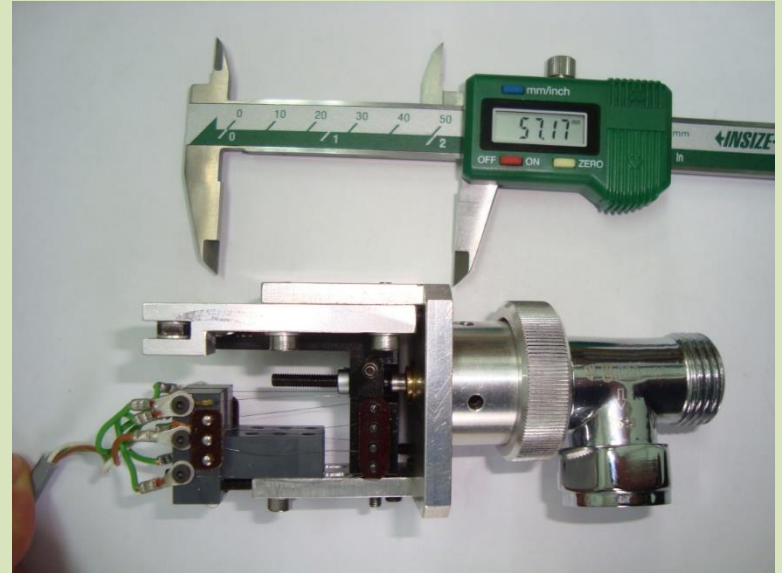


Производител: Miga Motor Company



GB 2558618







## Изисквания за приложение в медицината:

- Да са корозиционно устойчиви в биологични среди
- Да са биологично съвместими с тъканите на човешкото тяло.
- Да не са токсични.
- Да не са канцерогенни.
- Да оказват съпротивление при възникването на тромби.
- Да съхраняват тези свойства продължително време.

Сплавите на NiTi имат биологична съвместимост по-висока от тази на неръждаемите стомани и кобалт-хромовите сплави.

# Приложение на СПФ в медицината

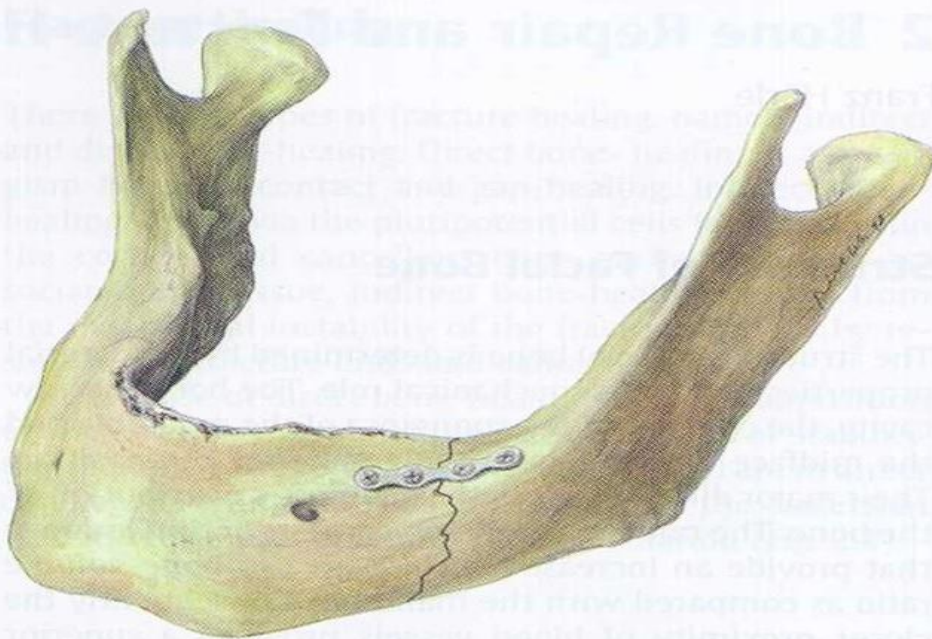
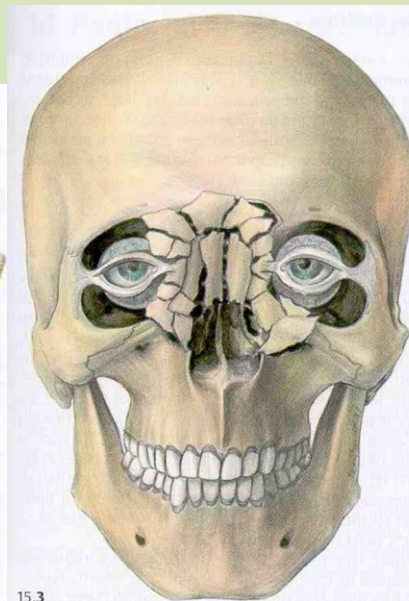
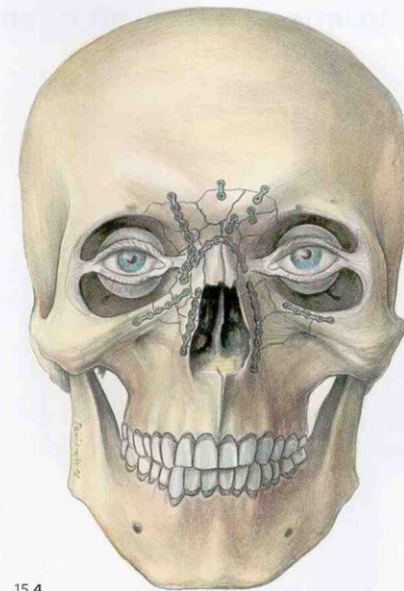


Fig. 4.1 Four hole, 2 mm miniplate



15.3



15.4

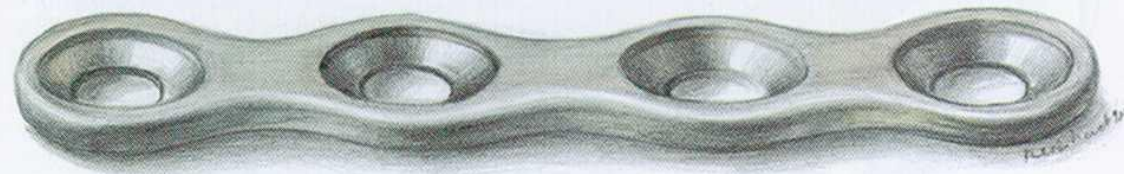


Fig. 4.1 Four hole, 2 mm miniplate

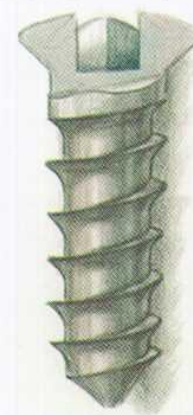
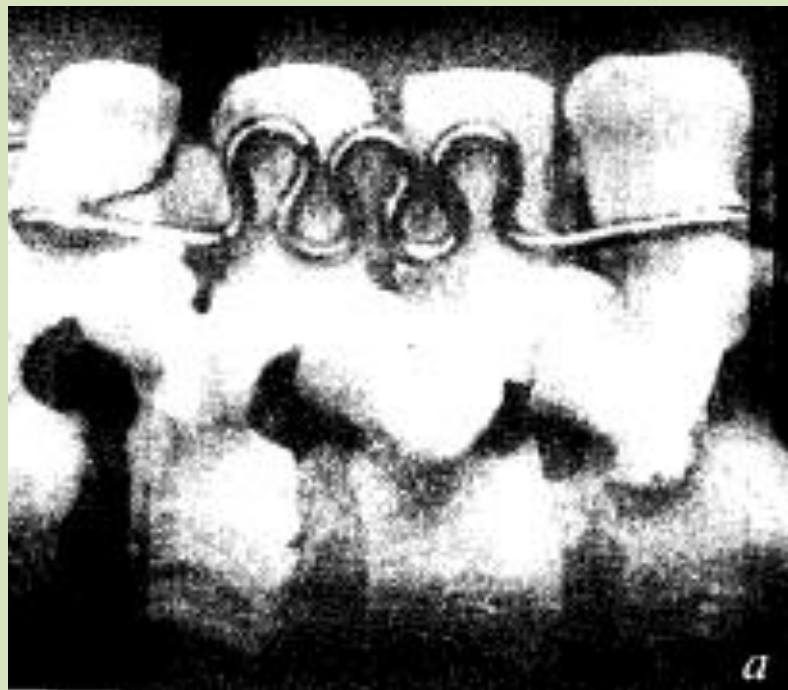


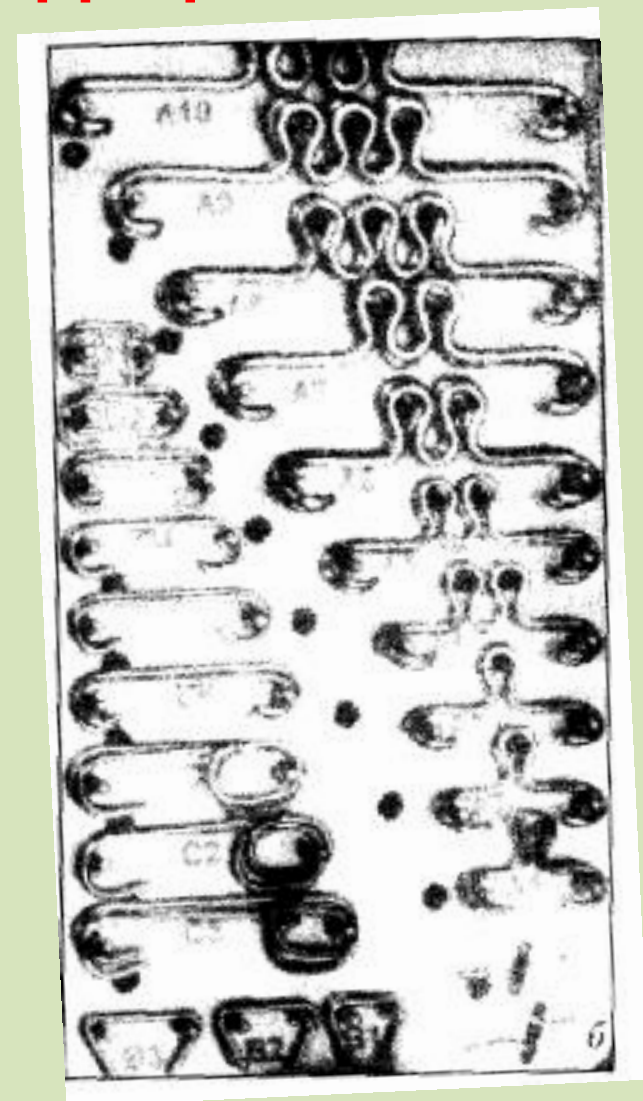
Fig. 4.2 Miniscrew, 2 mm

Импланти за лицево-челюстна хирургия. Планки за кости [12]

# Приложение на СПФ в медицината



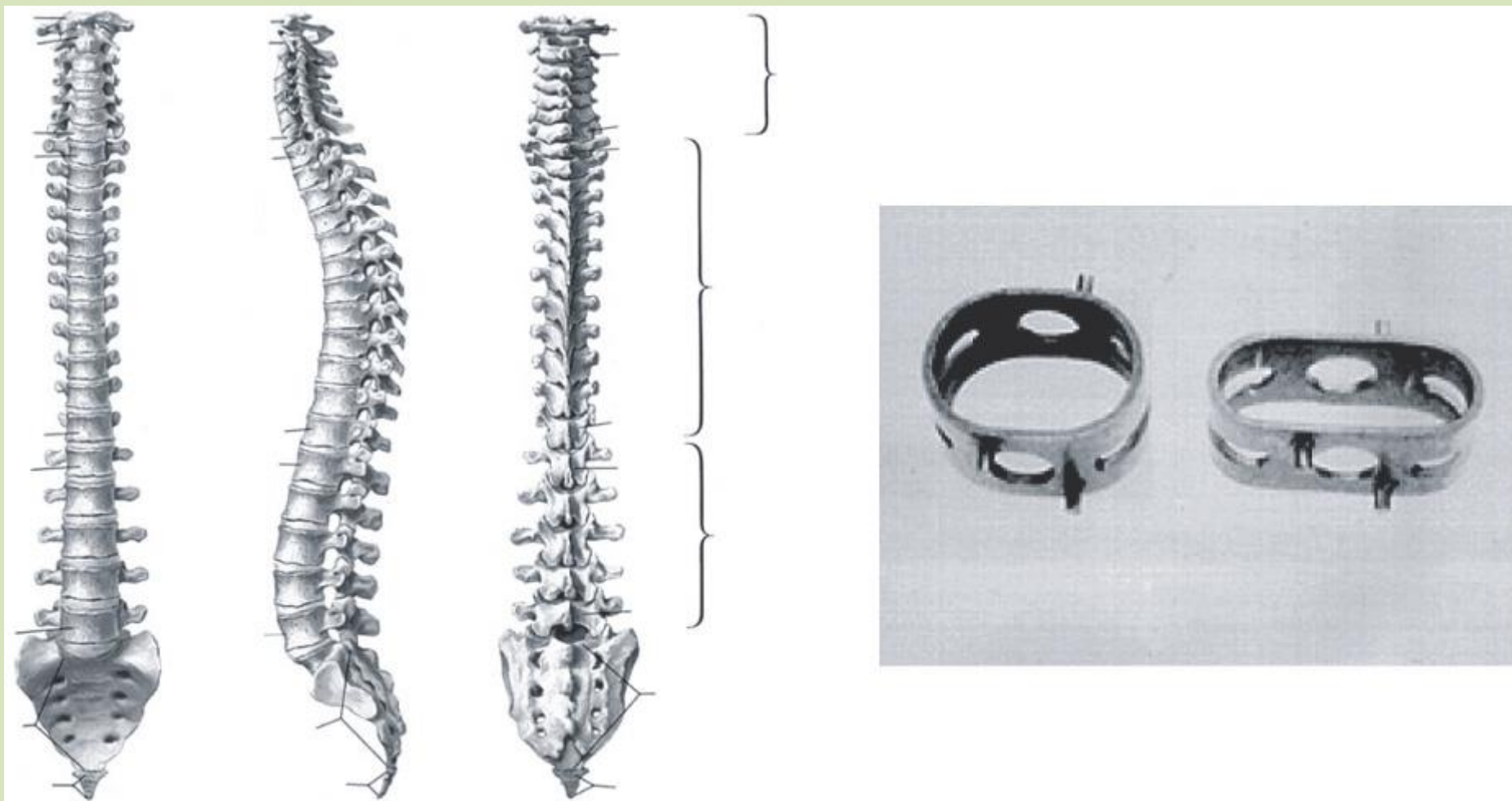
Еластични елементи на Харингтон използвани при операции на гръбначния стълб. При неръждаема стомана коригиращата сила спада с 20% след 20 мин и 30% след 3 дни



<https://www.youtube.com/watch?v=ro5pPUeDmKA>

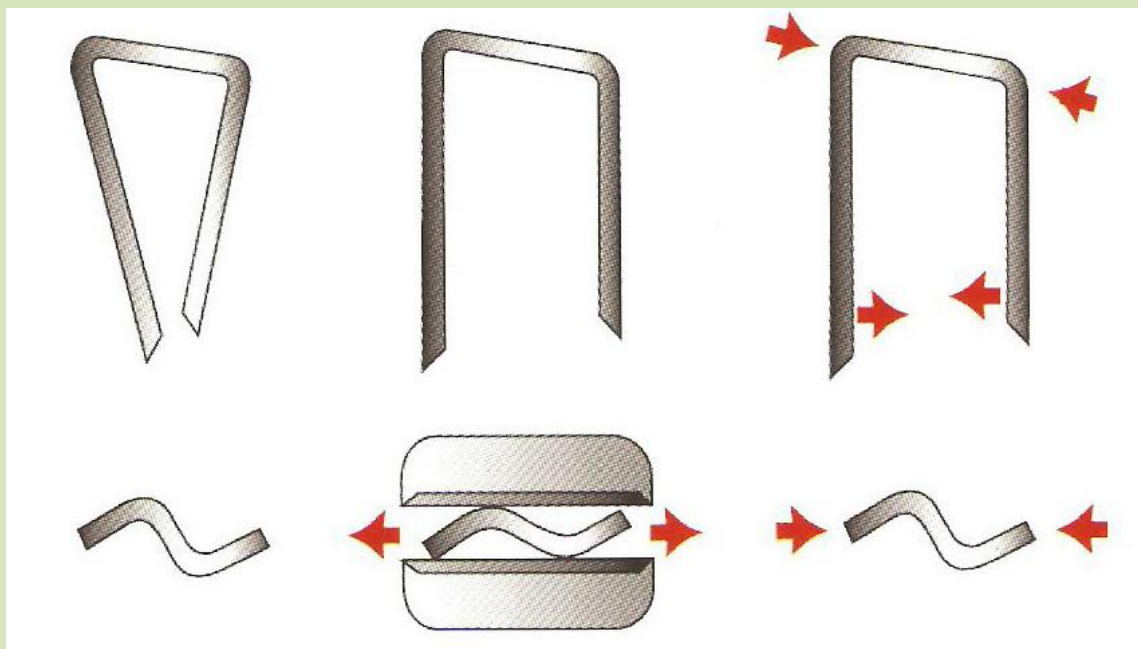
<https://www.youtube.com/watch?v=EJ4lk1bz3TI>

# Приложение на СПФ в медицината



Спейсъри за гръбначен прешлен от СПФ [12]

# Приложение на СПФ в медицината

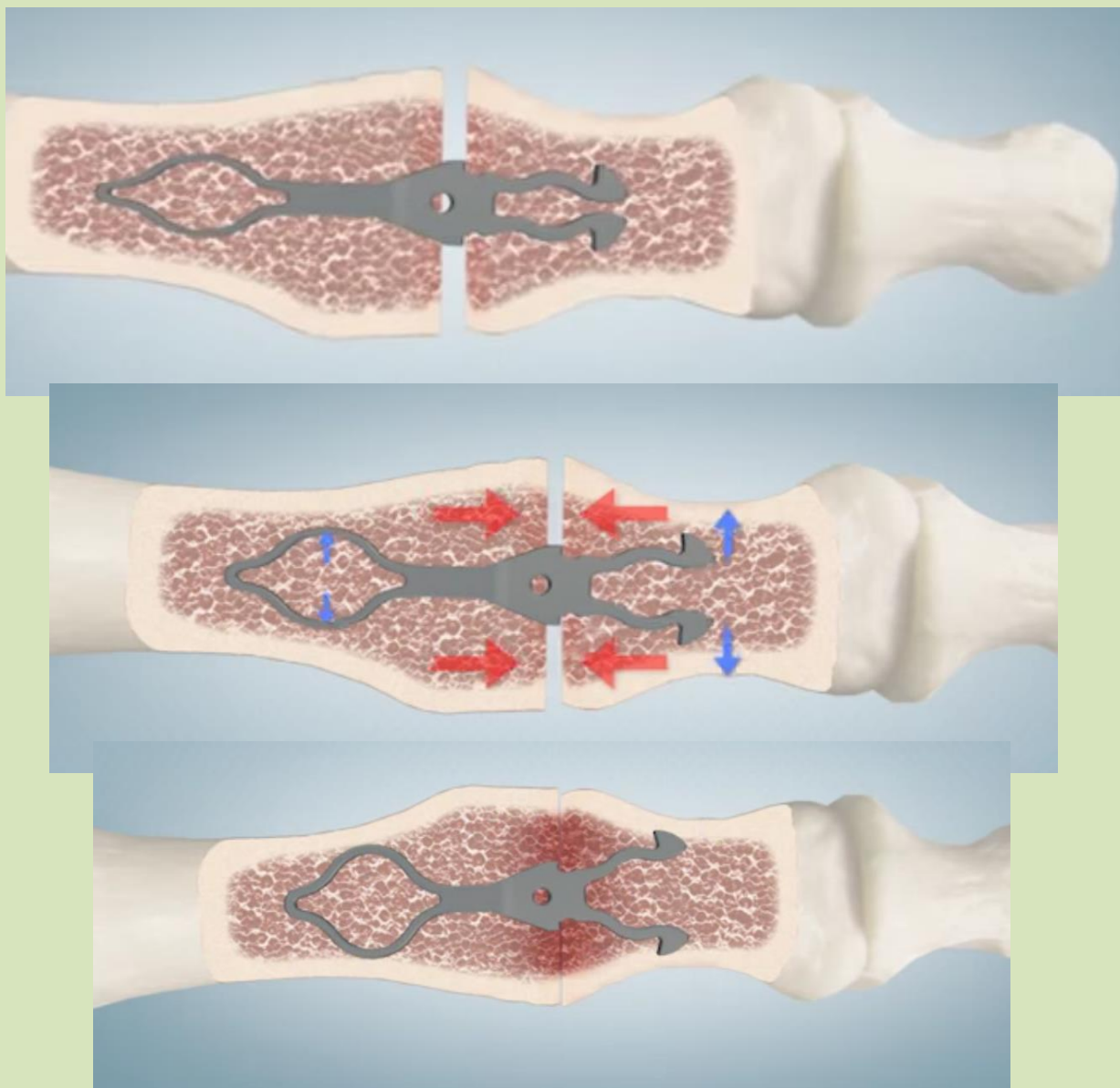


[12]



Ортопедични скоби

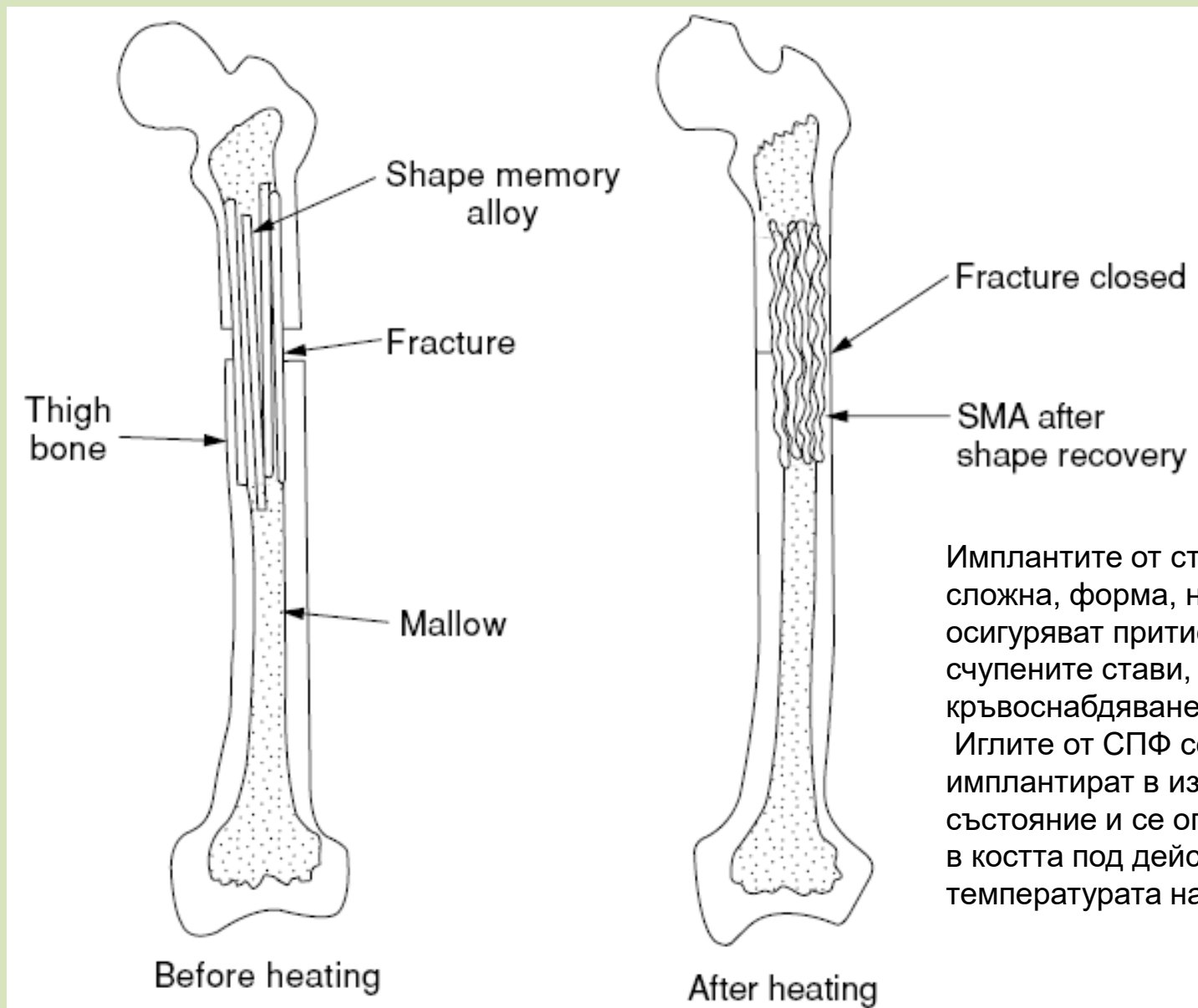
# Приложение на СПФ в медицината



Ортопедични  
импланти

<https://www.youtube.com/watch?v=x9NasG585Yc>

# Приложение на СПФ в медицината



Имплантите от стомана имат сложна, форма, не осигуряват притискане на счупените стави, затрудняват кръвоснабдяването.

Иглите от СПФ се имплантират в изправено състояние и се огъват вътре в костта под действието на температурата на тялото.

**Протезирана става с игли от СПФ в костен мозък**

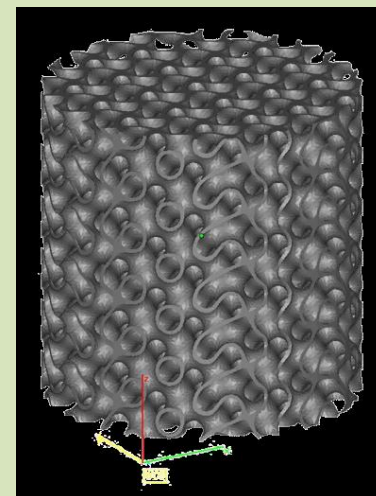
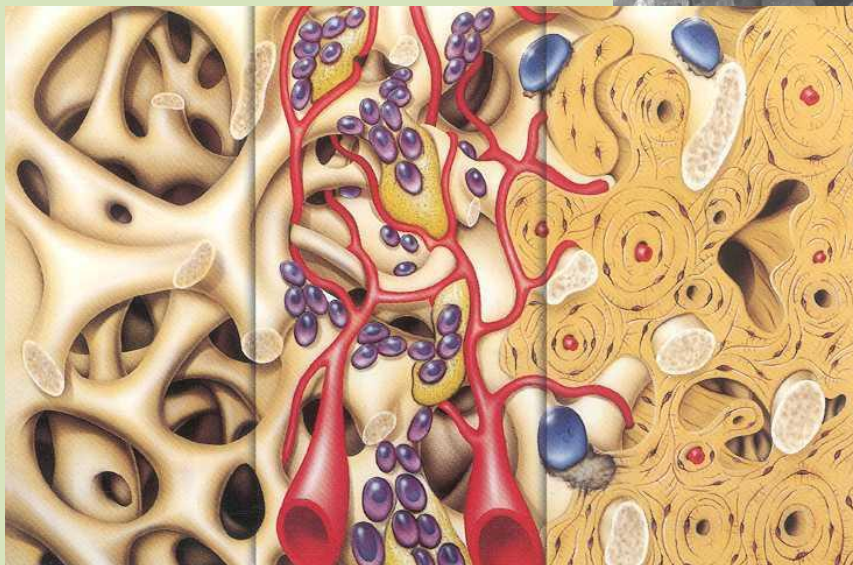
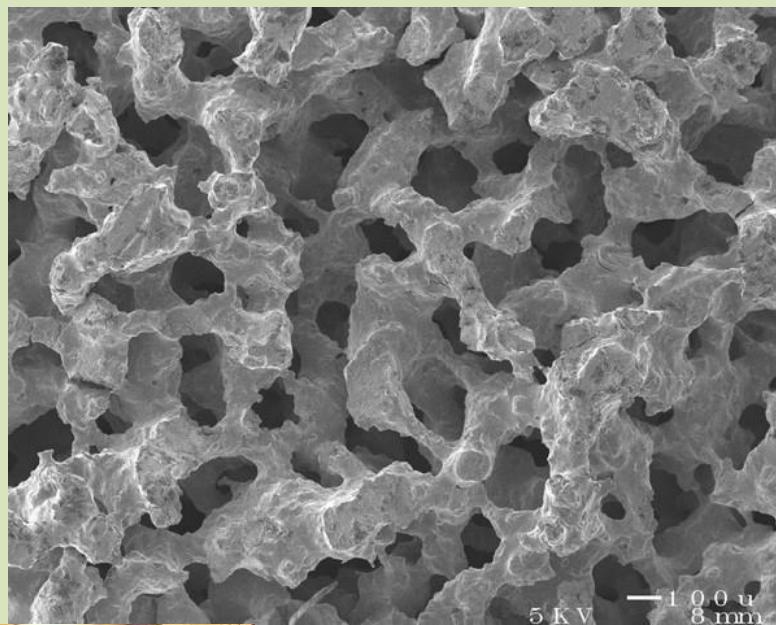
# Приложение на СПФ в медицината



Скоби от СПФ за присаждане на кости



# Приложение на СПФ в медицината

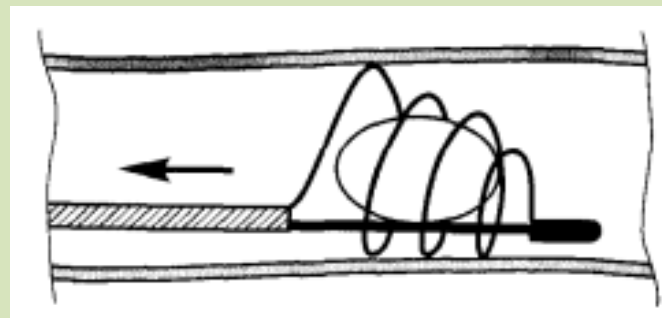


ЗД принтирани пориозни структури от СПФ за възстановяване на кости

# Приложение на СПФ в медицината

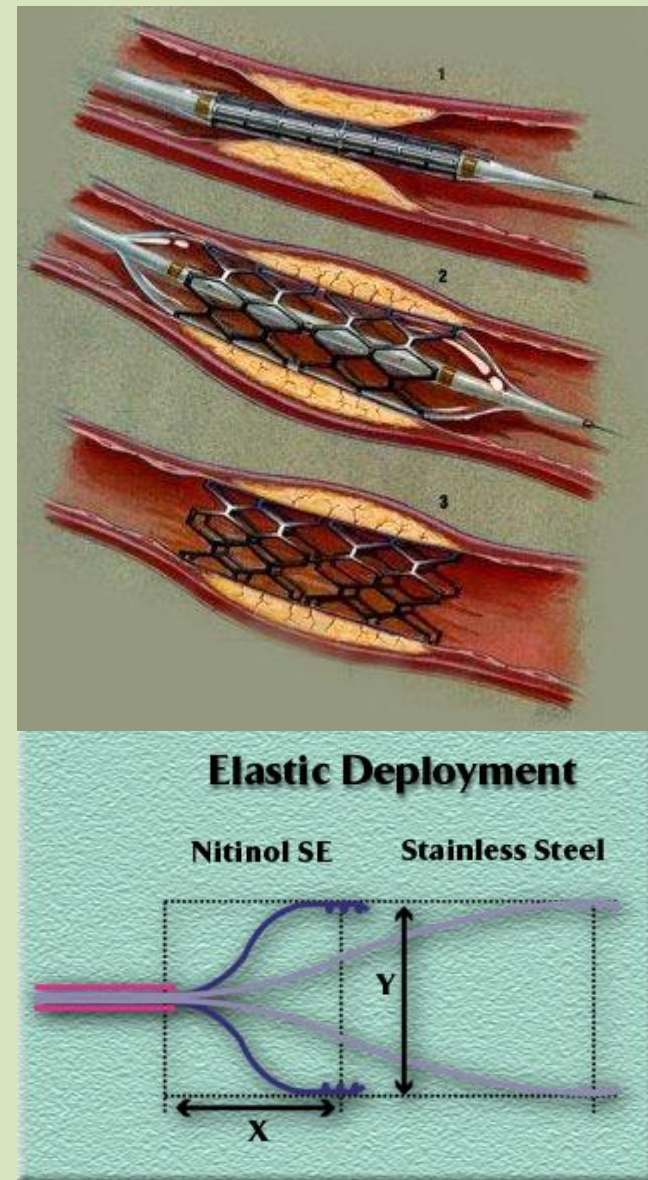
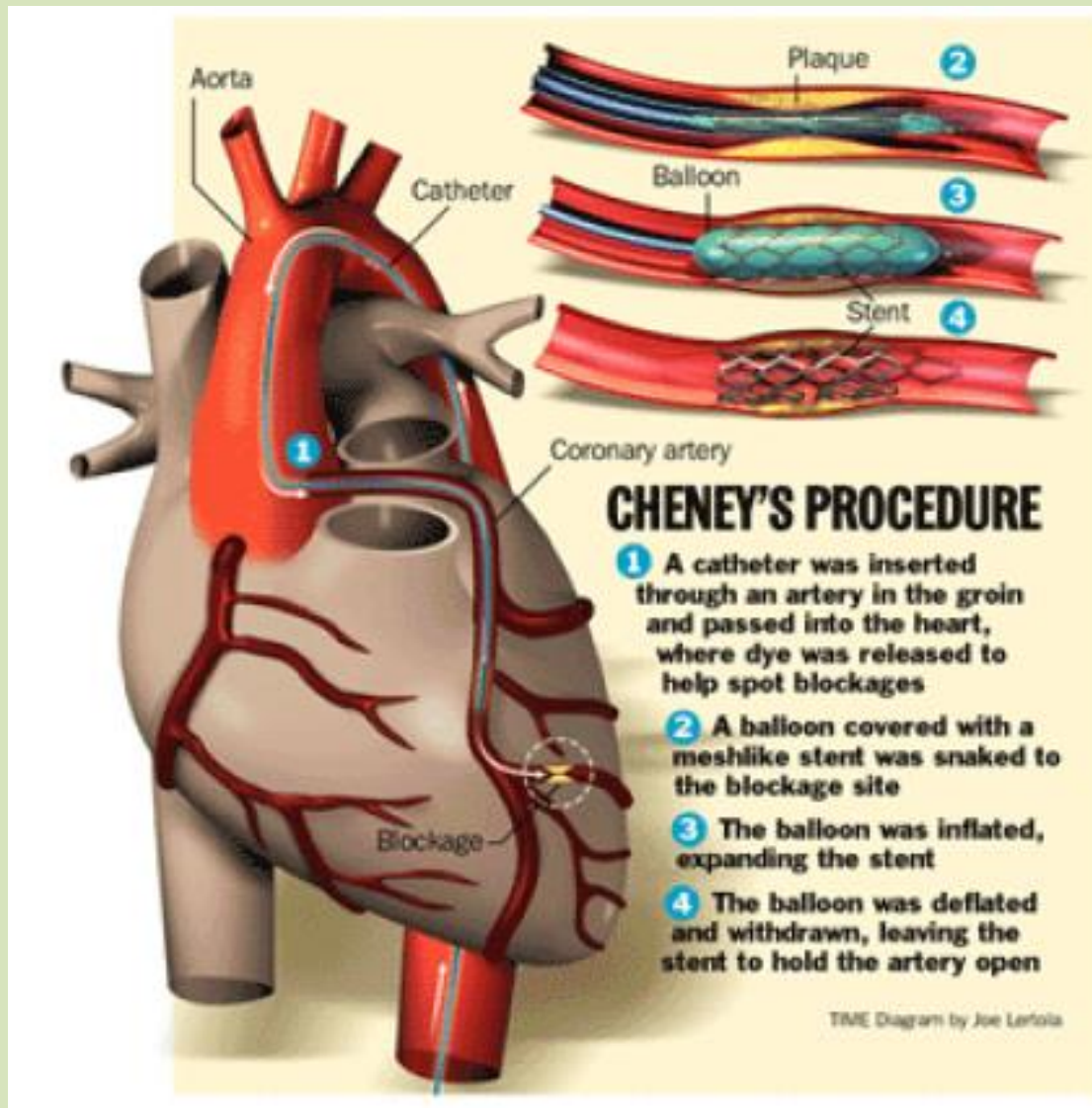


Екстрактор за камъни в бъбреците [12]



<https://www.youtube.com/watch?v=PeESlh6ubw>

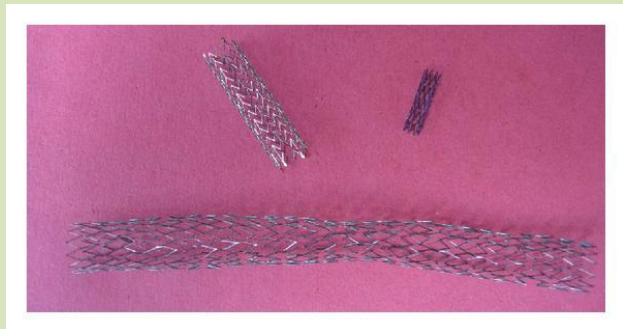
# Приложение на СПФ в медицината



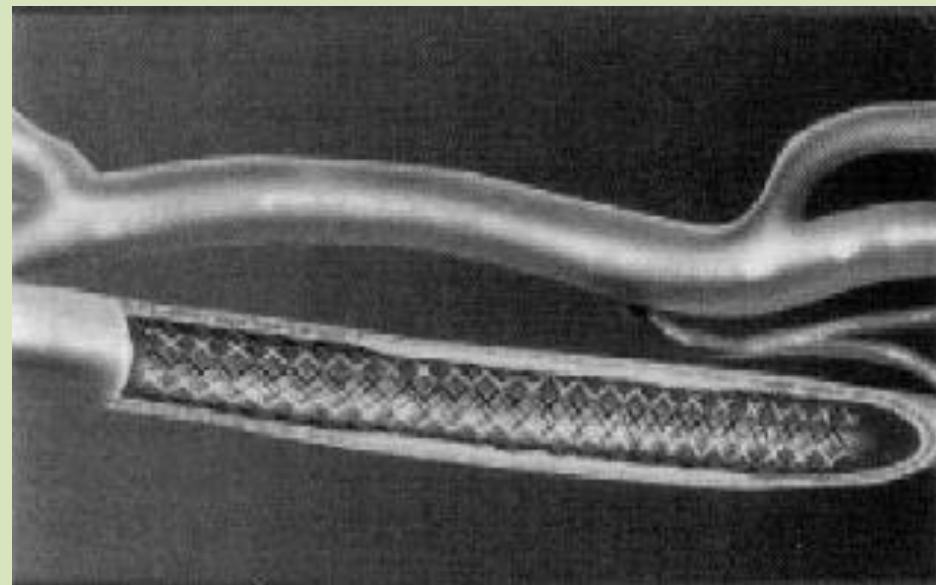
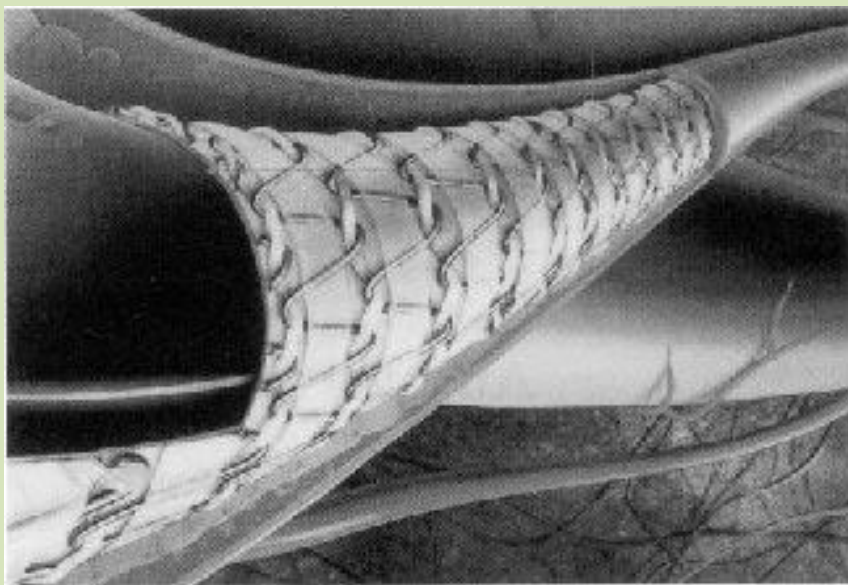
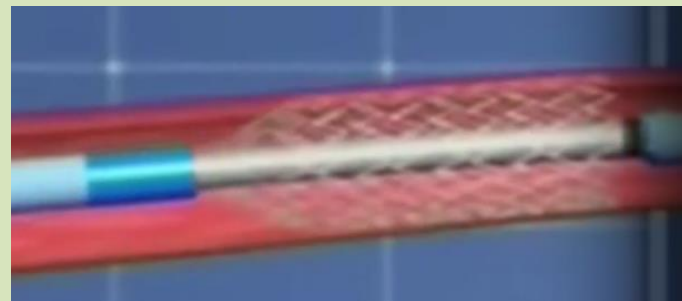
Монтажът на конвенционален стент изисква балон за разширяване на диаметъра след установяване в кръвоносния съд.

# Приложение на СПФ в медицината

Саморазширяващи и самоустановкаващи стентове от СПФ



[11]



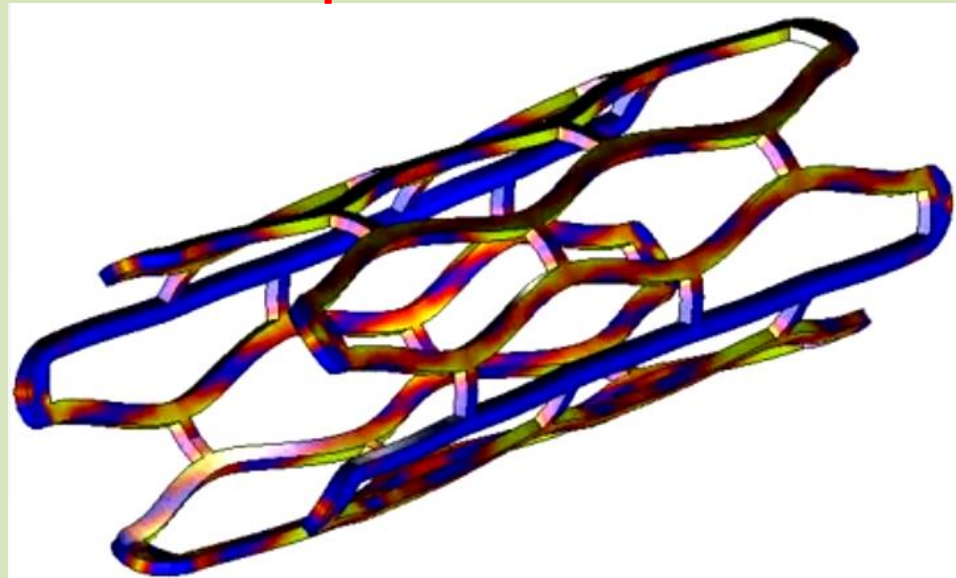
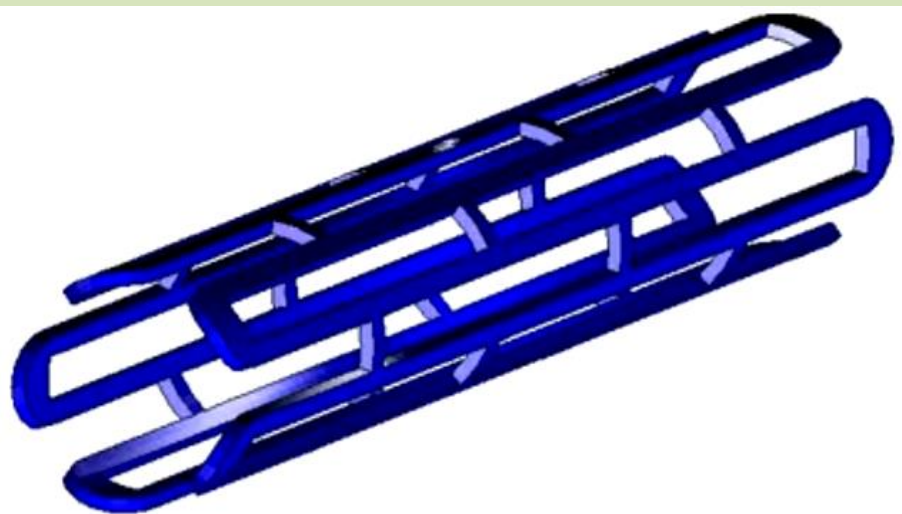
<https://www.youtube.com/watch?v=C3S-BmEniN4>

<https://www.youtube.com/watch?v=yIqW5Fq-pMw>

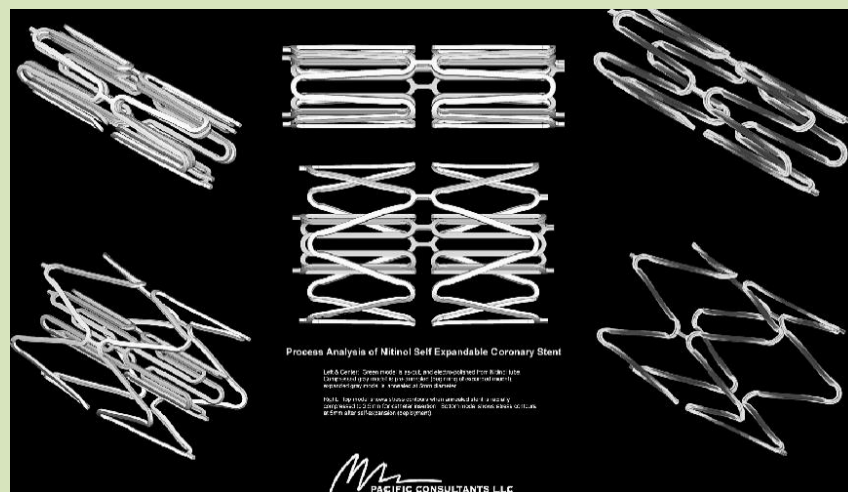
<https://www.youtube.com/watch?v=CTEjJmiUyx8>

# Приложение на СПФ в медицината

## Саморазширяващ и самоустановяващ се стент от СПФ



<https://vimeopro.com/mscsoftware/marc/video/52197761>



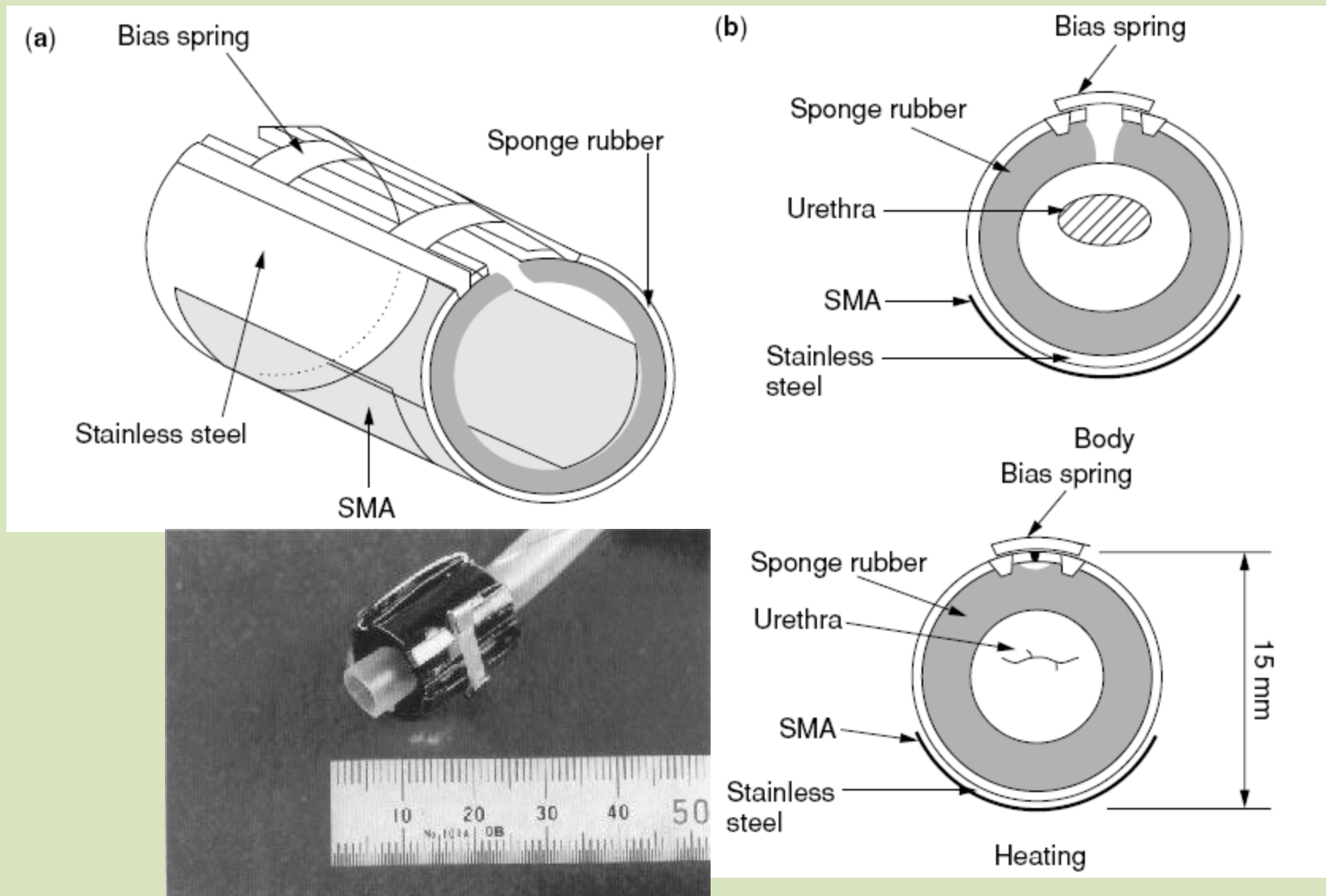
<https://www.youtube.com/watch?v=vPnLbSPiNEM>

# Приложение на СПФ в медицината



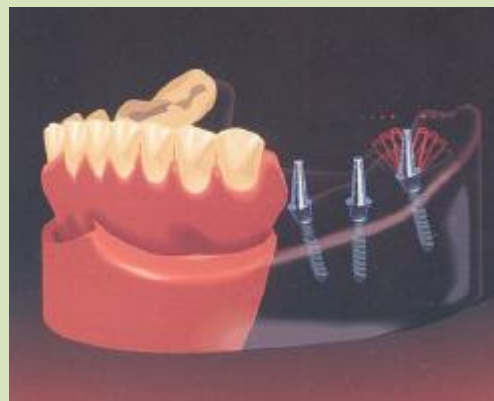
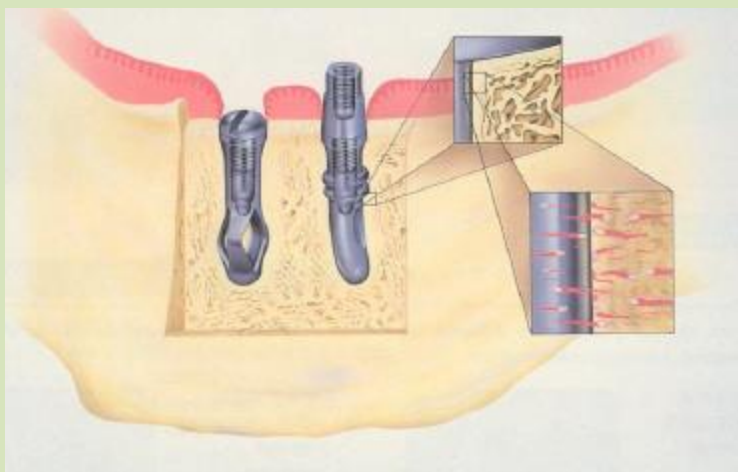
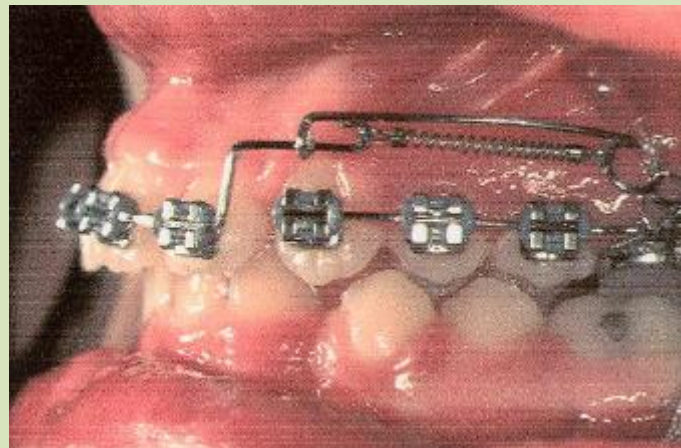
Хирургични ендоскопски инструменти [12].

# Приложение на СПФ в медицината



Geometry of urethral valve: (a) externals; (b) body; (c) heating.

# Приложение на СПФ в медицината



Ортодонтски скоби и импланти





**Nitinol Mill Products**

Links to SAES Smart Materials



**Nitinol Wire**



**Nitinol Tubes**



**Nitinol Thin Sheet**



**Nitinol Strip**



**Nitinol Components**

**Table 2 - Property values of selected shape memory alloys**

Property	unit	Ni-Ti	Cu-Zn-Al	Cu-Al-Ni	Fe-Mn-Si-Cr
Young's modulus austenite martensite	GPa	70-98 27	70-100 70	80-100 80	140 (1) <sup>d</sup>
yield strength austenite martensite	MPa	100-800 50-300	150-350 80-300	150-300 150-300	~200 (1)
ult. tensile strength austenite martensite	MPa	800-1500 700-2000	400-900 700-800	500-1200 1000-1200	650 (1)
elongation at failure austenite martensite	%	15-20 20-60	10-15	8-10	29 (1)
recovery strain	%	8	3.5	2	3.4 (3)
max. recovery stress	MPa	600-900	400-700	300-600	400 (3)
superelastic energy storage	Joule/g	6.5	1.8		non
specific damping capacity (SDC) <sup>a</sup>	%	15-20	30-85	10-20	-
fatigue strength N=10 <sup>6</sup>	MPa	350	270	350	-
resistivity <sup>b</sup>	$\Omega\text{m} \cdot 10^{-6}$	0.5-1.1	0.07-0.13	0.1-0.14	1.0-1.3 (2)
cost ratios <sup>c</sup>		10-100	1-10	2-20	-

Taken from [4]

Reference

(1) measurements with Fe-27%Mn-6Si-5Cr at 22°C

(2) data given by the material supplier

(3) from [21] for Fe-28%Mn-6Si-5Cr-1.5VN (mass%)

<sup>a</sup> dependent on frequency and amplitude<sup>b</sup> varies for martensite and austenite<sup>c</sup> varies greatly with shape, required quantities, etc.<sup>d</sup> higher values was given by the material supplier

**Table 1 - Some alloys exhibiting shape memory effect**

<b>Alloy</b>	<b>Composition [atomic %]</b>	<b>Transformation</b>
Cu-Al-Ni	28–29 Al, 3.0–4.5 Ni	TE=thermoelastic
Cu-Sn	15 Sn	TE
Cu-Zn (brass)	38.5–41.5 Zn	TE
Cu-Zn-X	(X=Si, Al, Ga, Sn) few %X	TE
Fe-Cr-Ni-Mn-Si	9 Cr, 5 Ni, 14 Mn, 6 Si	non-TE
Fe-Mn-Si	28–33 Mn, 4–6 Si	non-TE
Fe-Ni-C	31 Ni, 0.4 C	non-TE
Fe-Ni-Co-Ti	33 Ni, 10 Co, 4 Ti	TE
	31 Ni, 10 Co, 3 Ti	non-TE
Fe-Ni-Nb	31 Ni, 7 Nb	non-TE
Mn-Cu	5–35 Cu	
Ni-Al	36–38 Al	TE
Ni-Ti	49–51 Ni	TE
Ni-Ti-Cu	8–20 Cu	TE

Property	Ni-Ti	Cu-Zn-Al	Cu-Al-Ni
Maximum $A_s$ Temperature (°C)	100	120	200
Maximum One-Way Strain (%)	8	6	5
Hysteresis (°C)	12-50	10-25	15-20
High Temperature Yield Strength (MPa)	415	350	400
Low Temperature Yield Strength (MPa)	70	80	130
Ultimate Tensile Strength (MPa)	700	600	500-800

- Материали с ефект на памет на формата
- Ag-Cd 44/49 at.% Cd
- Au-Cd 46.5/50 at.% Cd
- Cu-Al-Ni 14/14.5 wt.% Al and 3/4.5 wt.% Ni
- Cu-Sn approx. 15 at.% Sn
- Cu-Zn 38.5/41.5 wt.% Zn
- Cu-Zn-X (X = Si, Al, Sn)
- Fe-Pt approx. 25 at.% Pt
- Mn-Cu 5/35 at.% Cu
- Fe-Mn-Si
- Pt alloys
- Co-Ni-Al
- Co-Ni-Ga
- Ni-Fe-Ga
- Ti-Pd in various concentrations
- Ni-Ti (~55% Ni)

**Table 1** Major actuators and their typical performance

<i>Actuator type</i>	<i>Displacement (<math>\mu\text{m}</math>)</i>	<i>Output force (<math>\mu\text{N}</math>)</i>	<i>Actuation voltage (V)</i>	<i>Speed (Hz)</i>	<i>W (<math>\text{J m}^{-3}</math>)</i>	<i>Comments</i>
Electrostatic	0.1–30	0.1 to $1 \times 10^3$	~50 to 120	$3 \times 10^3$	$7.0 \times 10^2$ to $1.8 \times 10^5$	Parallel plate Comb drive Force array
Thermal	10–100	10 to $1 \times 10^4$	<20	$10^2$ – $10^3$	$4.6 \times 10^5$	Bimorph Pseudo-bimorph Bent-beam actuator Thermal responsive polymer
Piezoelectric	~10	10 to $1 \times 10^6$	20 to $10^3$	$10 \times 10^3$	$1.2 \times 10^5$ $1.8 \times 10^2$	PZT-based device ZnO-based device
SMA	10–570	$(10200) \times 10^3$	1–3	20	$2.5 \times 10^7$ to $6.0 \times 10^6$	Ni–Ti-based device
Magnetic	Up to $10^3$	Up to $10^5$	<10 mA (current)	$10^2$ – $10^4$	$1.6 \times 10^3$ to $4.0 \times 10^5$	Magnetostatic  Electromagnetic Magnetostrictive

Source: Que and Ciencbandini (2005)

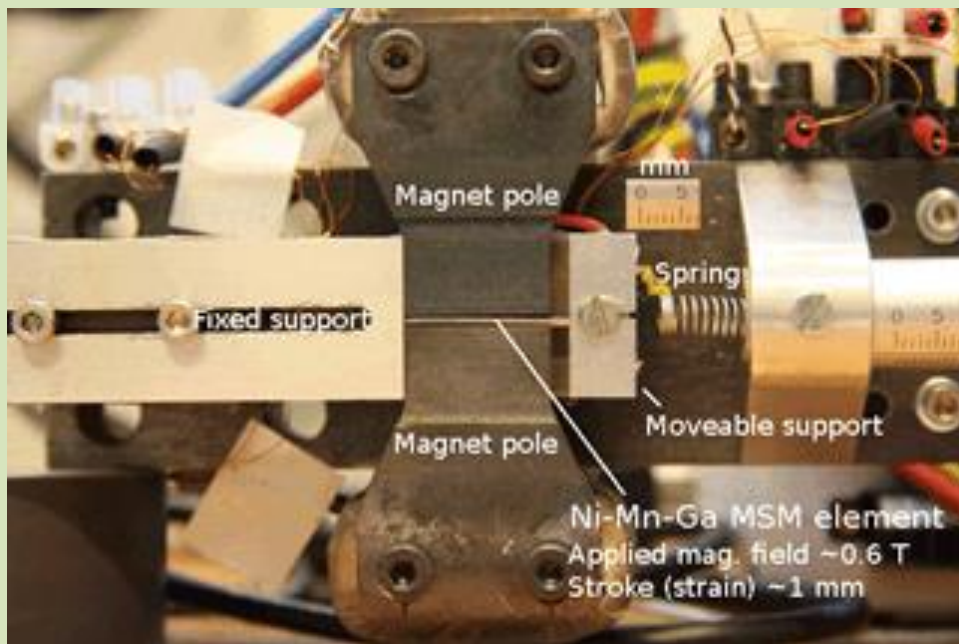
Summary of Actuator Driver Requirements (*After: [2]*)

<b>Concept</b>	<b>Actuation Strength</b>	<b>Actuation Time</b>	<b>Input Power Requirements</b>
Thermopneumatic	34 kPa	0.03 sec	2.5W
Thermoresponsive polymer	437 kPa	0.05 sec	30 mW
Phase change	100 kPa	0.04 sec	1.9 mW
Thermal blocking	100 kPa	0.015 sec	3W
SMA	150 kPa	0.2 sec	0.12A
Bimetallic strip	50 kPa	1.0 sec	0.5A
Dielectric heating	4 Pa	0.02 sec	10V @ 4 MHz
Capacitive	50 kPa	md*	2700V
Piezoelectric	25 kPa	md	1000V
Electrohydrodynamic	2.5 kPa	0.0004 sec	700V
Interfacial tension	10 kPa	0.002 sec	1V
Magnetostrictive	50 kPa	md	72A
Two coils	50 kPa	md	18A
Ferromagnetic film	50 kPa	md	1.4A
Permanent magnet	300 kPa	md	0.3A

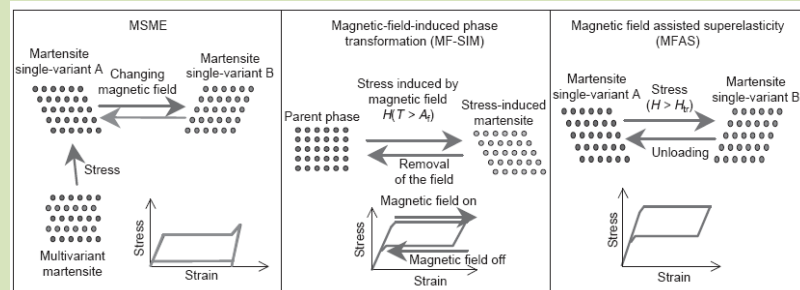
\*md = membrane dominated

# Магнитни (фероелектрични) СПФ (МСПФ)

В МСПФ структурата на двойнкуван мартензит се променя, което води до гигантски деформации до 10%. Произходът на ефекта е фундаментално различен от магнитострикцијата, където деформацията се причинява от въртене на намагнитването спрямо кристалната решетка (максимум 0.25% относителна деформация).



Ефектът е открит през 1990 г. върху сплави магнитокристална анизотропия и висок магнитен момент ( $\text{Ni}_2\text{MnGa}$ ). Тези сплави дават относително удължение до 6% при стайна температура.



Препоръчителни видео клипове по темата:

<https://www.youtube.com/watch?v=RgpuReoirzk>

<https://www.youtube.com/watch?v=1rrPv5AIVXg&t=202s>

<https://www.youtube.com/watch?v=wl-qAxKJoSU>

<https://www.youtube.com/watch?v=wl-qAxKJoSU>

<https://www.youtube.com/watch?v=QYp9rIJRM8s>

<https://www.youtube.com/watch?v=KUu3Aoiz1wc>

<https://www.youtube.com/watch?v=QObJ-GTIdaw>





# Литература

1. Otsuka K., Wayman C. M., 1977, Deformation behavior of materials, ed. P. Feltham, Vol. II, Feund Publishing House, Israel, pp. 98.
2. Dye, T. E., 1990, An Experimental Investigation of the Behavior of Nitinol, Master's Thesis, Department of Mechanical Engineering, Virginia Polytechnic Institute and State University.
3. Huang, W., 1998, Shape Memory Alloys and their Application to Actuators for Deployable Structures, PhD Thesis, University of Cambridge Department of Engineering.
4. Funakubo, H., 1987, Shape Memory Alloys, Gordon and Breach Science Publishers.
5. Lexcellent, C., 2013, Shape-memory Alloys Handbook, ISTE Ltd and John Wiley & Sons, Inc.
6. W.J. Buehler, J.W. Gilfrich, and R.C. Wiley, 1963, Effects of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi, Journal of Applied Physics 34, p 475. doi:10.1063/1.1729603.
7. F.E. Wang, W.J. Buehler and S.J. Pickart, 1965, Crystal structure and a unique martensitic transition of TiNi, Journal of Applied Physics, 36, pp. 3232 – 3239.
8. Duerig, T., 1990, Applications of shape memory. Materials Science Forum, Vol, 56-58, pp. 679-691.
9. [https://ru.wikipedia.org/wiki/Эффект\\_памяти\\_формы](https://ru.wikipedia.org/wiki/Эффект_памяти_формы), 15.08.2018.
10. Зборщик А.М., <http://uas.su/books/newmaterial/103/razdel103.php>, Применение сплавов с эффектом памяти формы, 2009-2018 Украинская ассоциация сталеплавильщиков, 15.08.2018.
11. Lorenza Petrini and Francesco Migliavacca, Biomedical Applications of Shape Memory Alloys, Journal of Metallurgy, Volume 2011, Article ID 501483, 15 pages
12. Tarniță D., Bîzdoacă N., Mîndrilă I., Vasilescu M. Properties and medical applications of shape memory alloys, Romanian Journal of Morphology and Embryology, 2009, 50(1):15–21

Благодаря за вниманието!