



**XX НАУЧНАЯ ШКОЛА**  
**НЕЛИНЕЙНЫЕ ВОЛНЫ – 2022**  
Нижний Новгород, 7 – 13 ноября 2022 г.

Суббота  
12 ноября 2022  
Лекция 41  
13:15 – 14:00

**Миллиметровые акустические волны высокой  
интенсивности в медицинских приложениях**

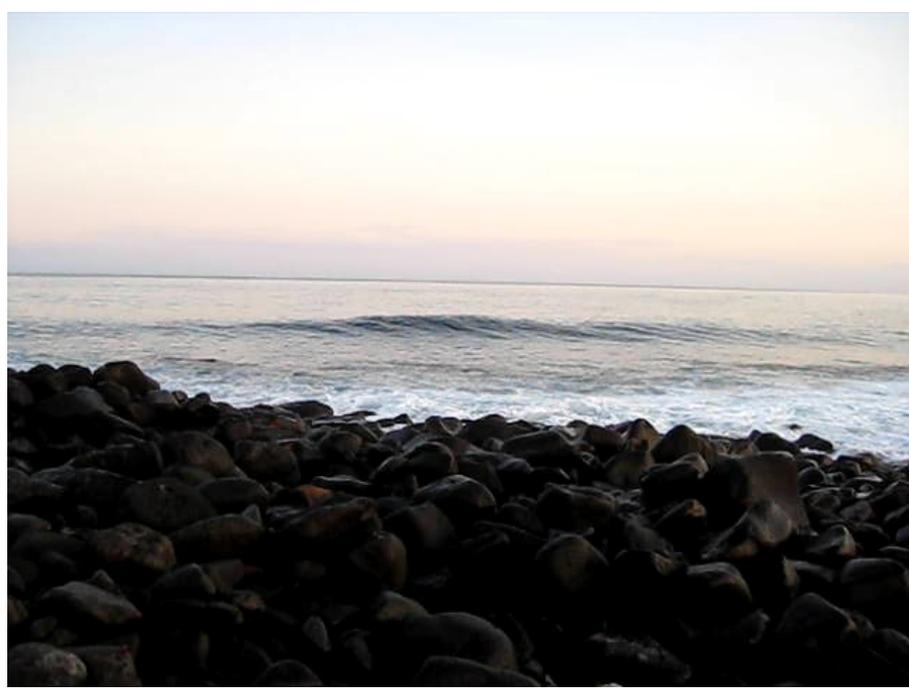
**О.А. Сапожников**

МГУ имени М.В. Ломоносова  
Физический факультет

МОСКВА

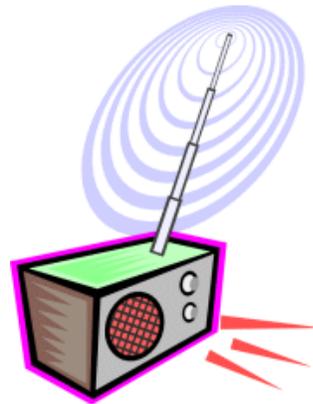


Волны на воде

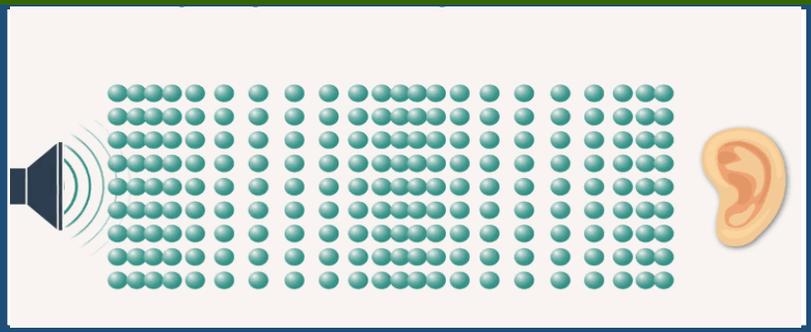


# ВОЛНЫ РАЗНОЙ ПРИРОДЫ

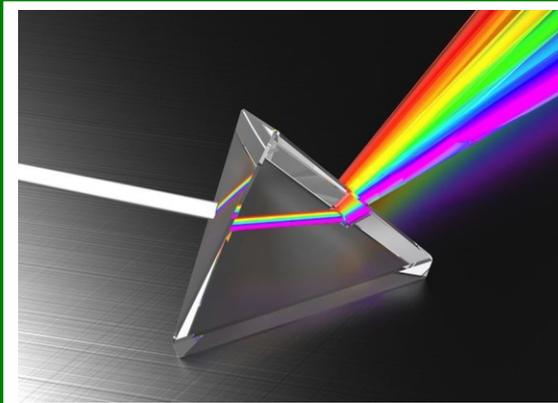
Радиоволны



Звук



Свет



# Физические методы в медицине

**ДИАГНОСТИКА**  
Распознавание  
заболевания  
(если оно есть)

Интроскопия  
(«внутривидение»)

**ПРОЕКЦИЯ (ТЕНЬ)**  
**ТОМОГРАФИЯ**  
**ЭХО-ЛОКАЦИЯ**

**ТЕРАПИЯ**  
Лечение

Разрушение  
больной ткани

Адресная  
доставка  
лекарств

Фрагментация  
конкрементов

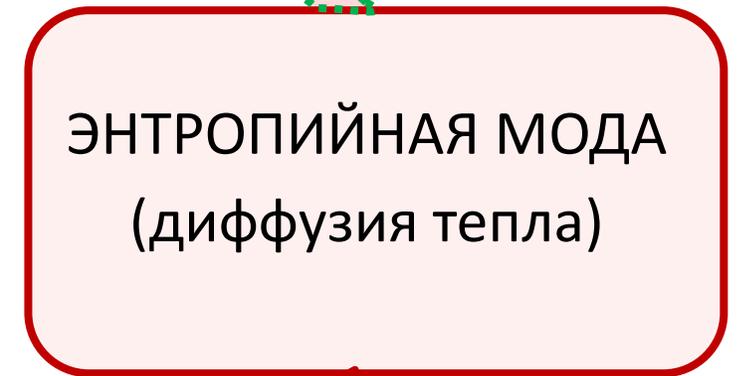
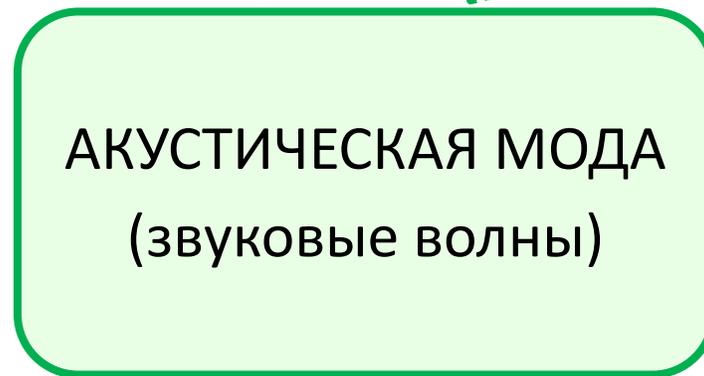
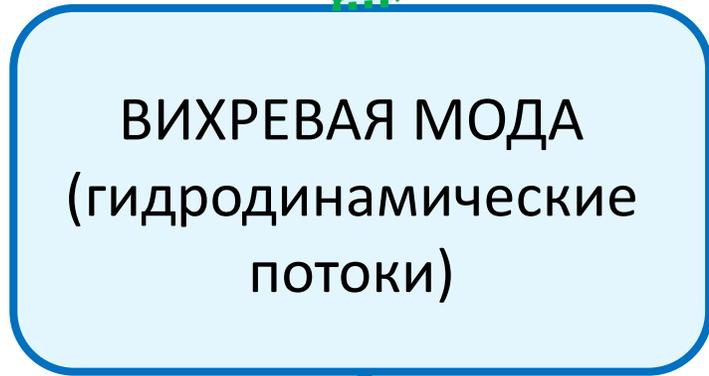
Стимуляция  
биологических  
процессов

**РЕНТГЕН**  
**ДРУГИЕ ВИДЫ**  
**ИОНИЗИРУЮЩЕЙ РАДИАЦИИ**  
**ЛАЗЕРНОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ**  
**УЛЬТРАЗВУК**

# ЯВЛЕНИЯ, ИССЛЕДУЕМЫЕ В НЕЛИНЕЙНОЙ АКУСТИКЕ

Генерация звука  
потоками (например,  
аэроакустика)

Генерация звука  
тепловыми источниками,  
например фотоакустика



Акустические течения  
Генерация сдвиговых волн  
в гелеобразных средах

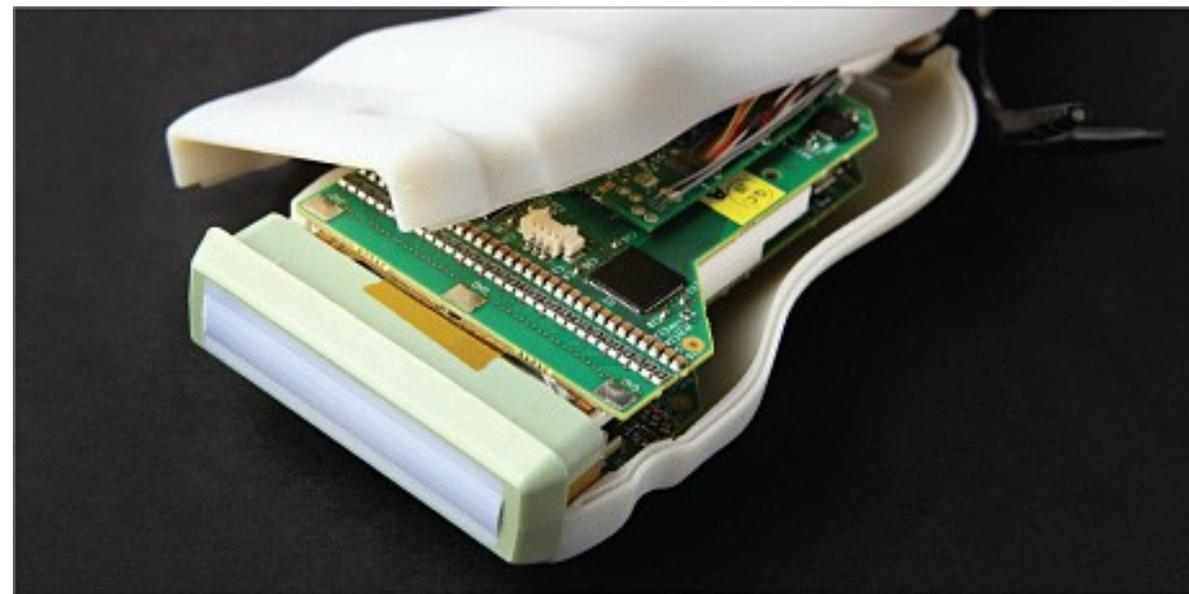
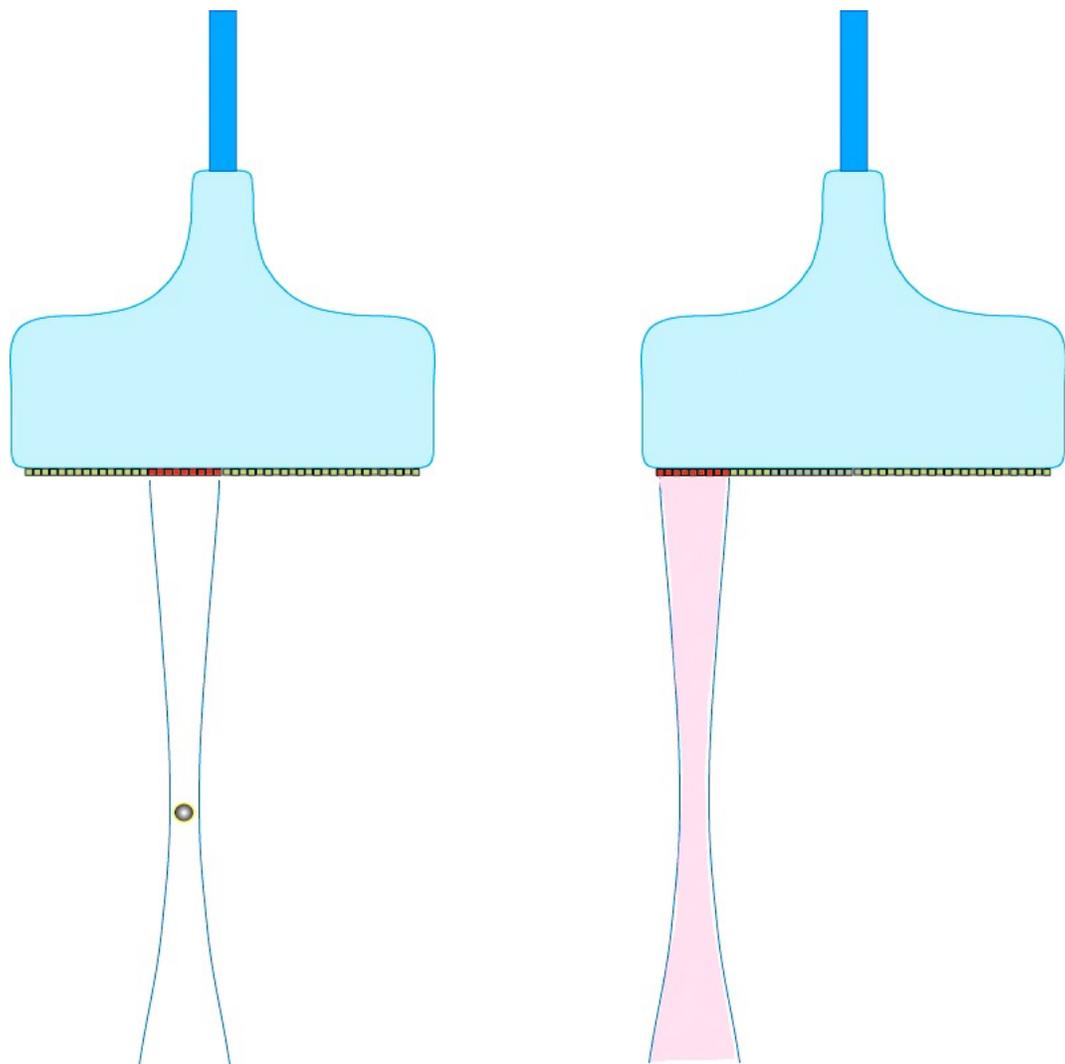
Взаимодействие  
звука со звуком

Нагрев среды  
акустическими  
волнами

# УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА

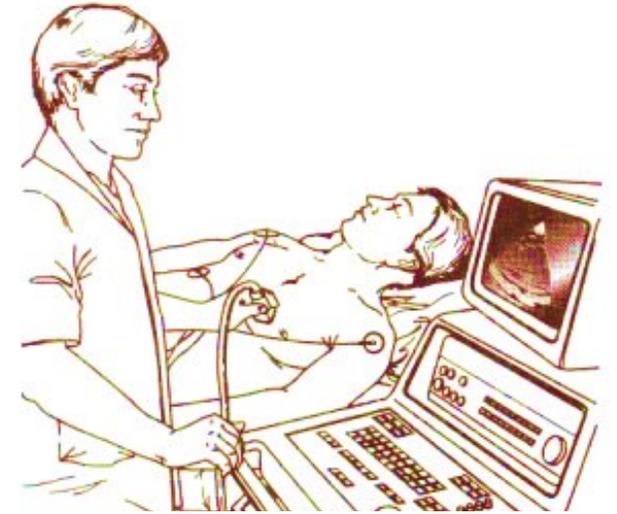


# Эхо-импульсный метод ультразвуковой визуализации

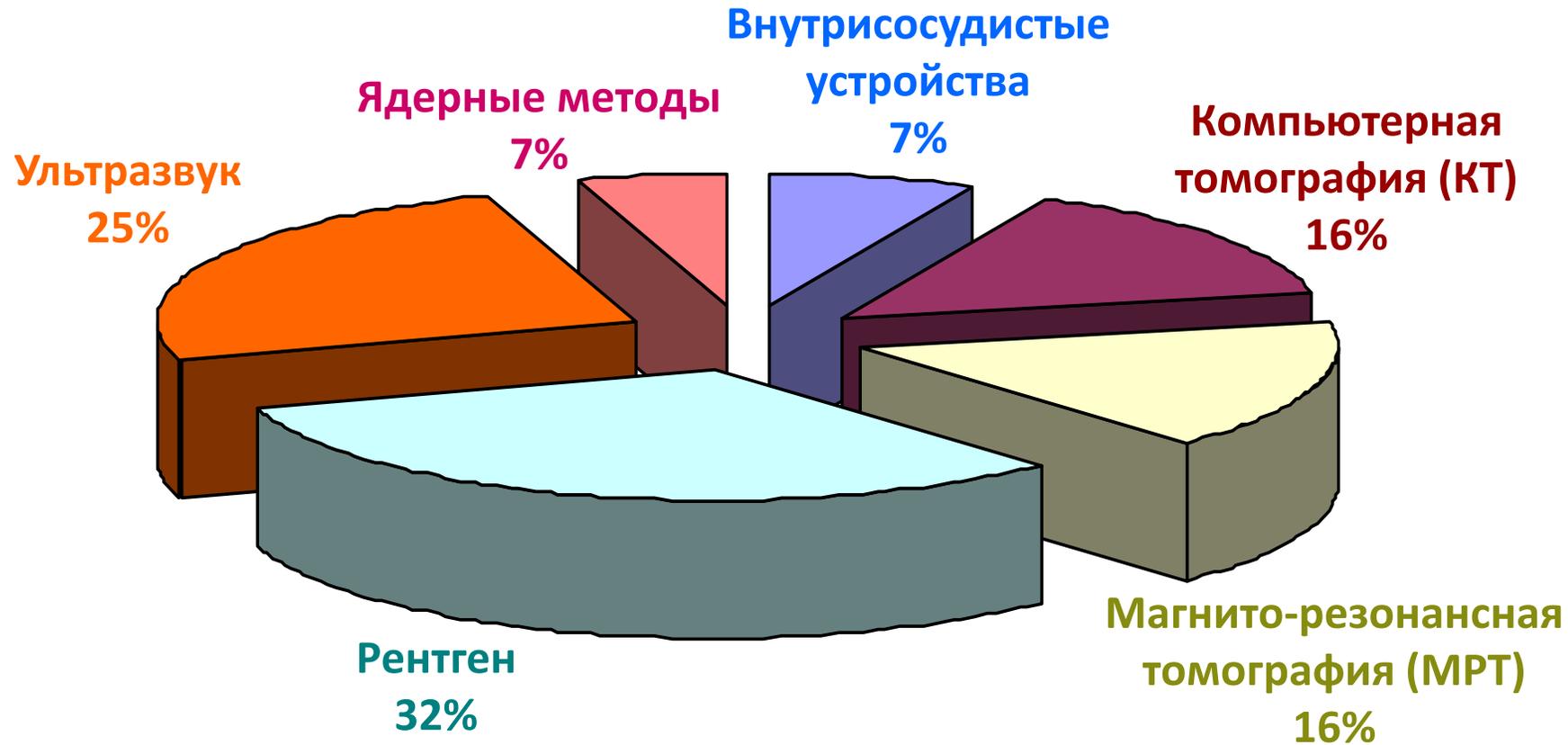


# Ультразвуковое исследование (УЗИ), сонография

УЗИ – диагностический метод №1 в акушерстве и кардиологии



# Мировой рынок медицинских диагностических систем визуализации ( в 2020 г. – \$42 млрд.\* )



В настоящее время ультразвуковое диагностическое оборудование, по данным экспертов из Великобритании, **занимает 25% мирового рынка** медицинских технологий

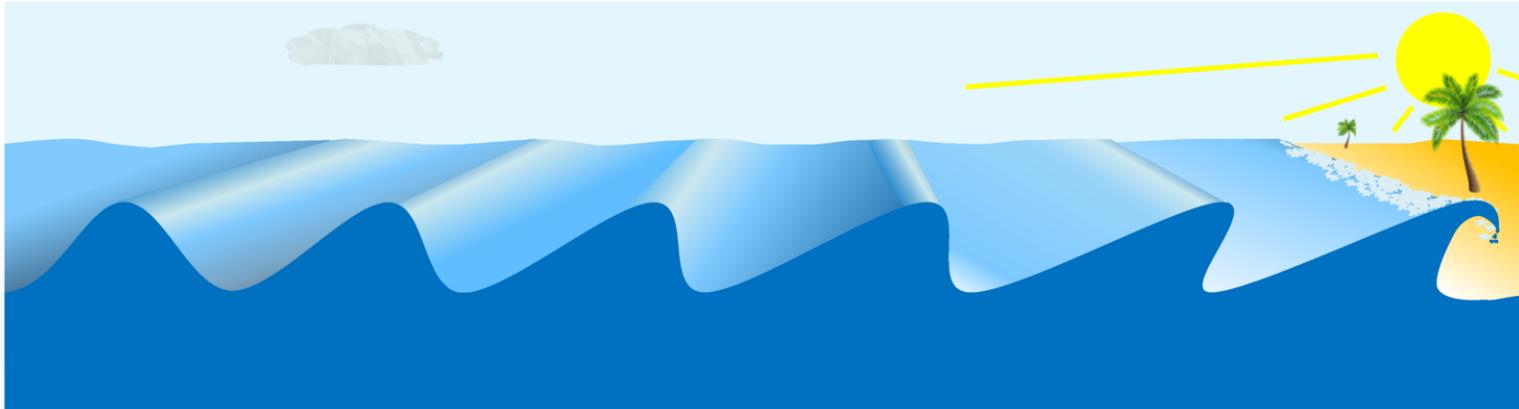
\*) [Аппараты медицинской визуализации \(мировой рынок\) \(zdrav.expert \)](http://zdrav.expert)

# Взаимодействие звука со звуком (нелинейные явления в рамках акустической моды)

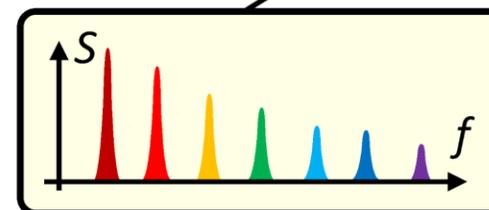
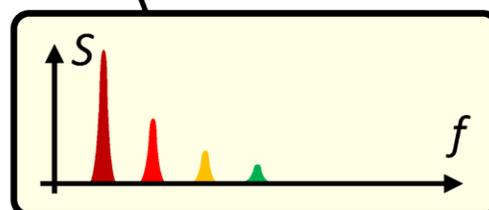
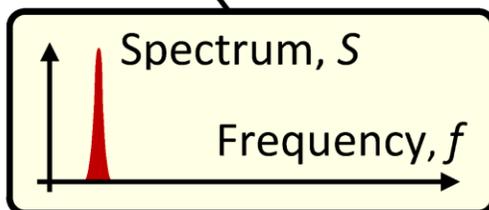
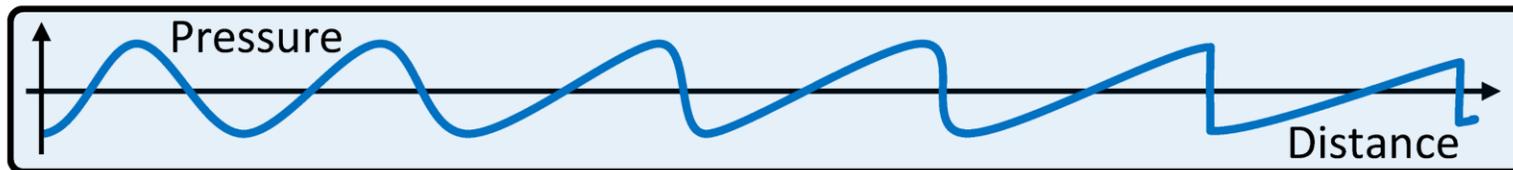


# НЕЛИНЕЙНЫЕ ВОЛНЫ

## ГРАВИТАЦИОННЫЕ ВОЛНЫ НА ПОВЕРХНОСТИ ВОДЫ

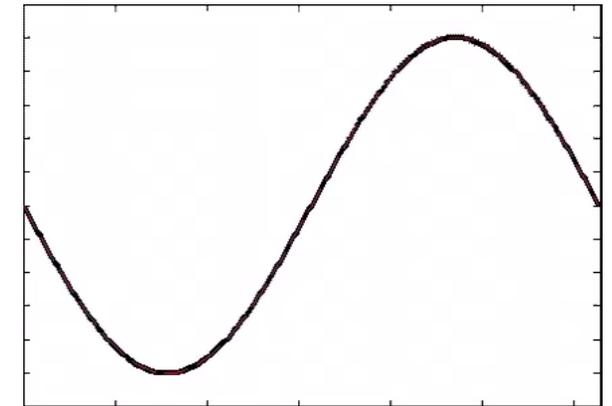


## НЕЛИНЕЙНЫЕ АКУСТИЧЕСКИЕ ВОЛНЫ

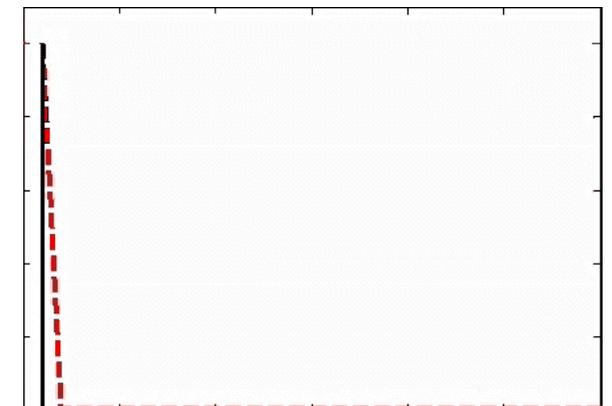


## АКУСТИЧЕСКИЕ ВОЛНЫ

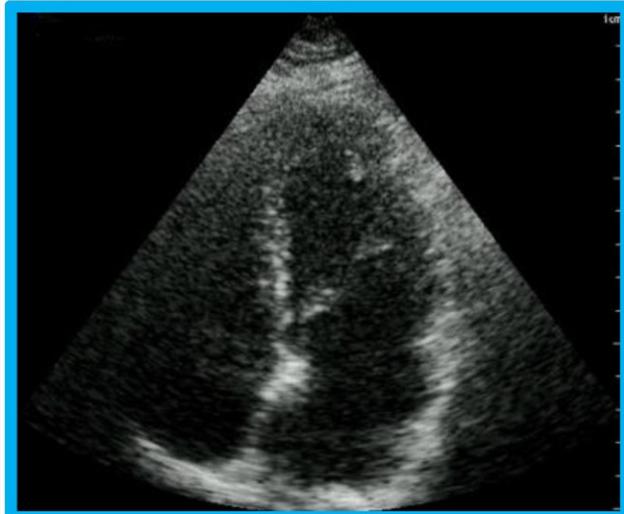
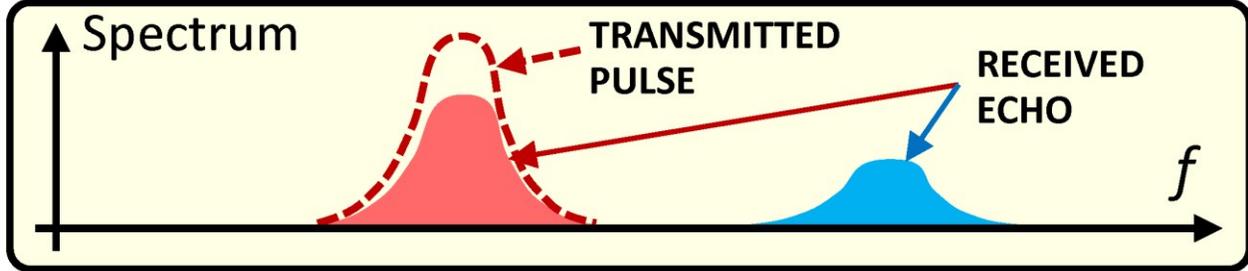
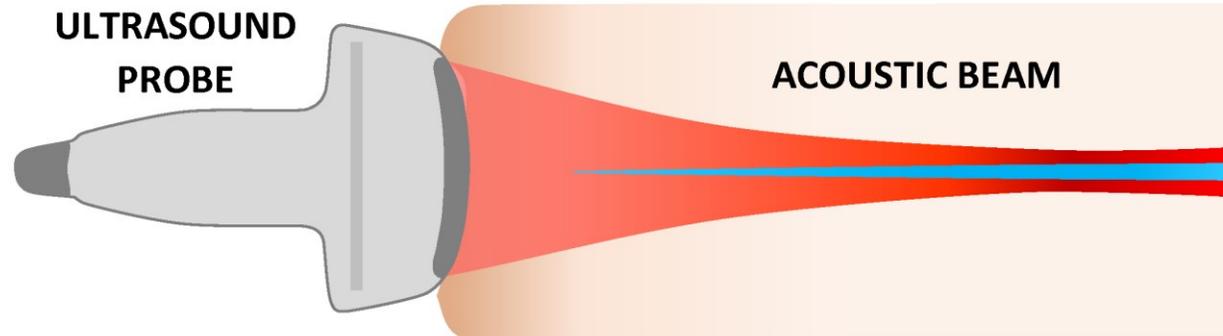
### Форма волны



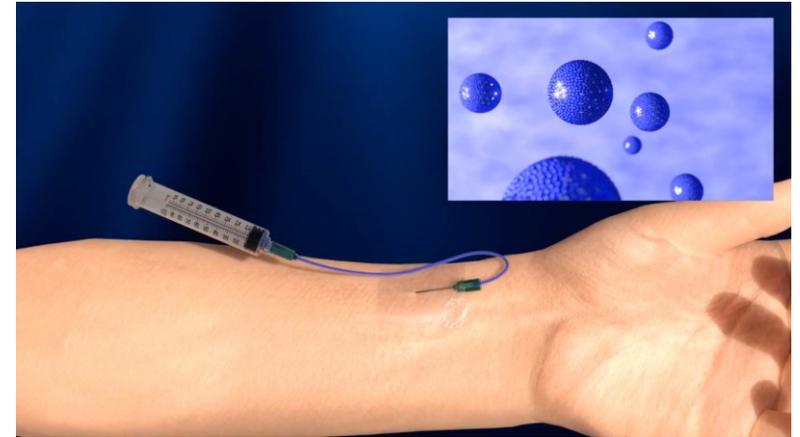
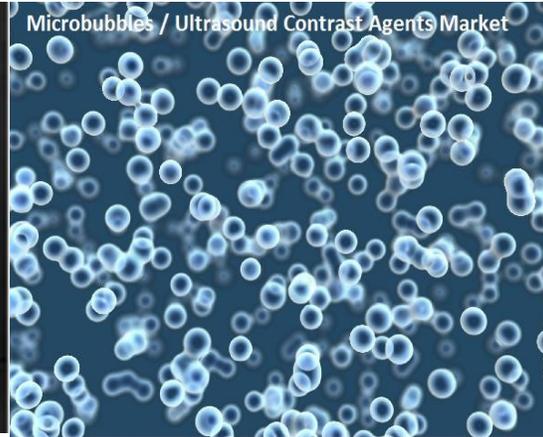
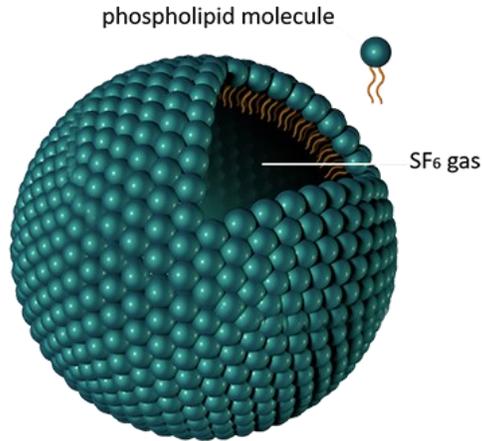
### Спектр волны



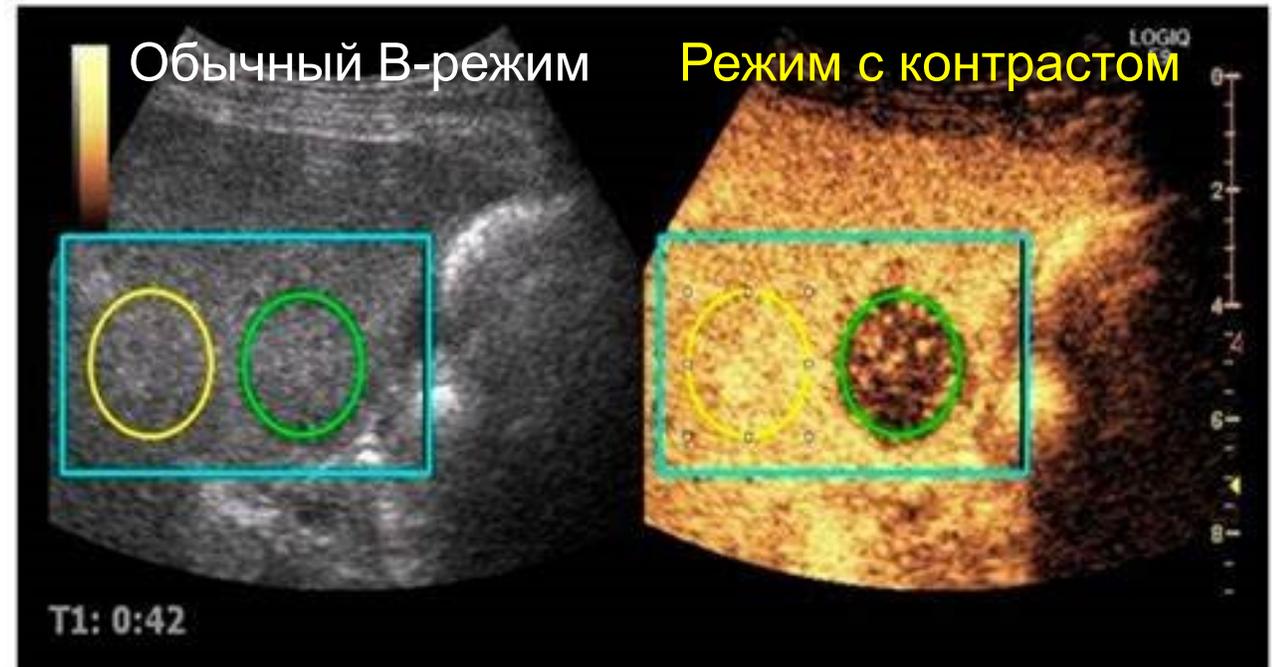
# УЗИ в режиме тканевой гармоники (THI - tissue harmonic imaging)



# УЗИ с использованием контрастных агентов – газовых микропузырьков с жировой или белковой оболочкой



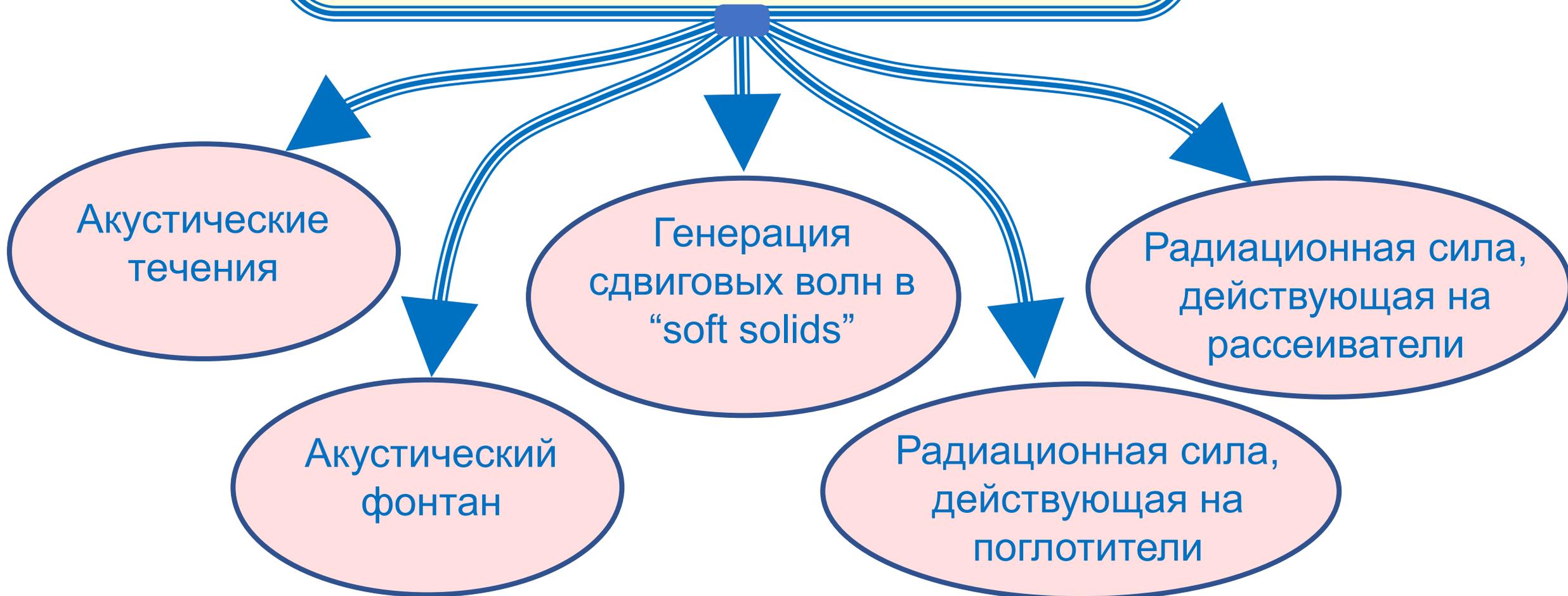
- Микропузырьки с альбуминовой или липидной оболочкой
- Диаметр от 2 до 5 мкм
- Газ с молекулами большой массы для повышения стабильности микропузырьков (например, фторид серы SF<sub>6</sub> – плохо растворим в воде)



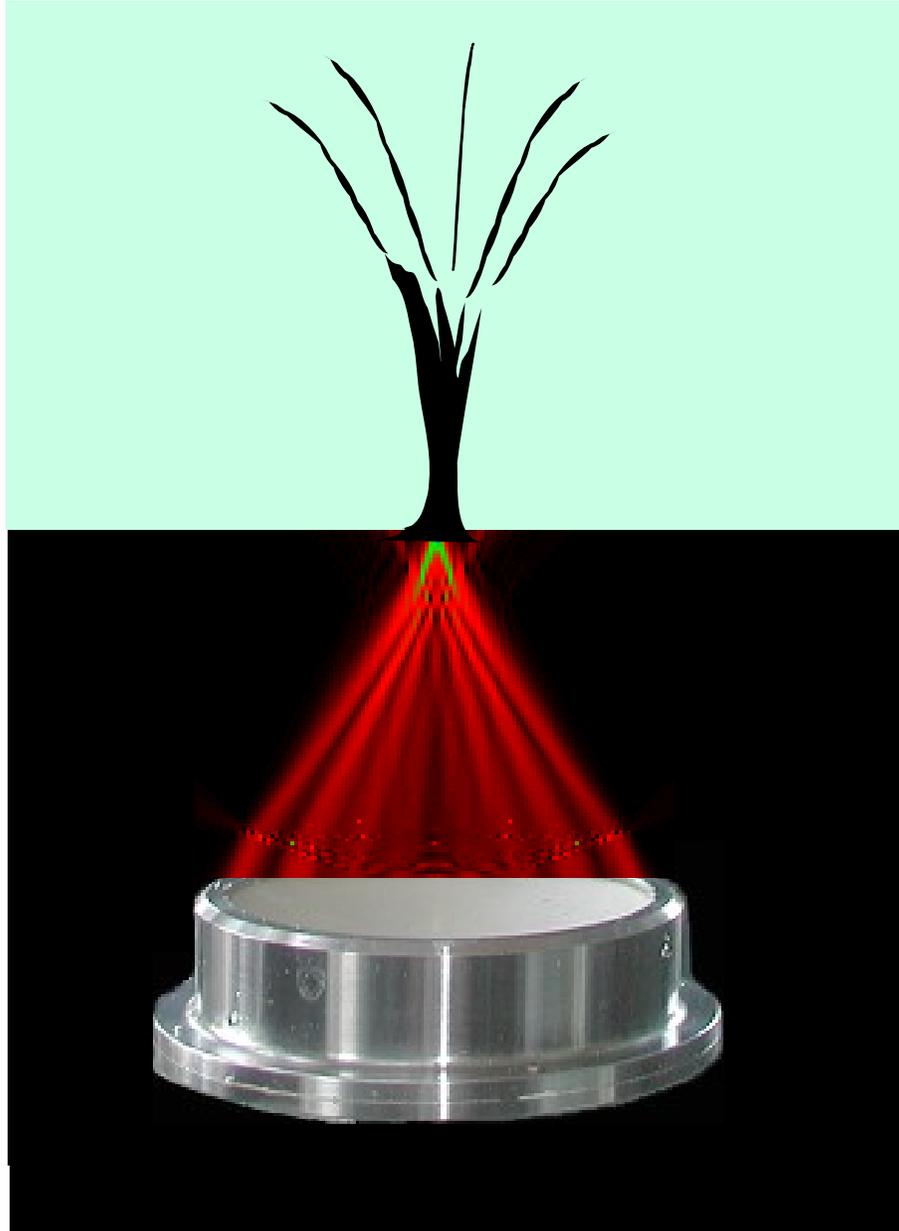
# Возбуждение вихревой моды акустической модой (передача количества движения от звука среде)



НЕЛИНЕЙНЫЕ АКУСТИЧЕСКИЕ  
ЯВЛЕНИЯ, СВЯЗАННЫЕ С ПЕРЕДАЧЕЙ  
ИМПУЛЬСА ВОЛНЫ



# АКУСТИЧЕСКИЙ ФОНТАН



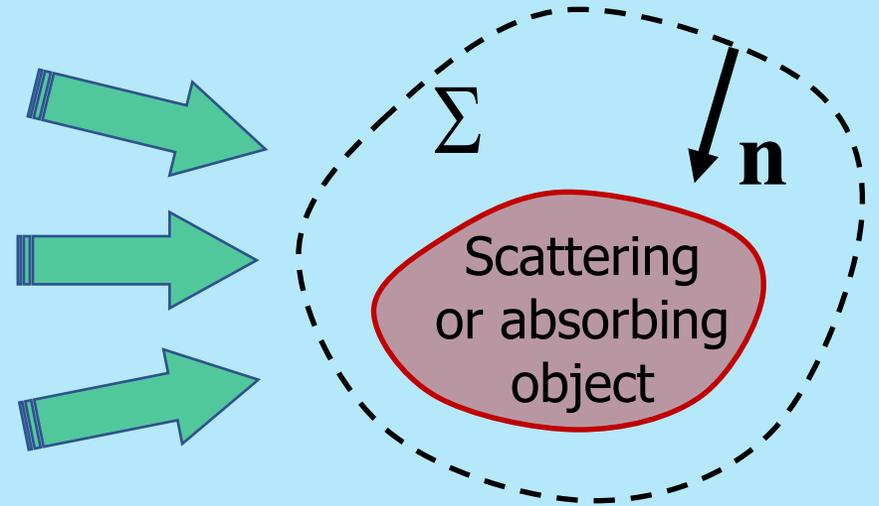
# Акустическая радиационная сила, действующая на рассеиватели и поглотители

Momentum flux tensor (after Langevin):

$$T_{ij} = \left( \frac{p^2}{2\rho_0 c_0^2} - \frac{\rho_0 \mathbf{v} \cdot \mathbf{v}}{2} \right) \delta_{ij} + \rho_0 v_i v_j,$$

$$\mathbf{v} = (v_1, v_2, v_3)$$

$$\text{Radiation force: } F_i = - \oiint_{\Sigma} \langle T_{ij} \rangle n_j ds$$



Acoustic pressure  
in CW case:

$$p' = \text{Re}(P \cdot e^{-i\omega t})$$

Particle velocity  
complex amplitude:  $\mathbf{V} = \nabla P / (i\rho\omega)$

Radiation force as a functional of a CW acoustic field:

$$\mathbf{F} = \oiint_S \left\{ \left( \frac{\rho |\mathbf{V}|^2}{4} - \frac{|P|^2}{4\rho c^2} \right) \mathbf{n} - \frac{\rho}{2} \text{Re}[\mathbf{V}^* (\mathbf{V} \cdot \mathbf{n})] \right\} dS$$

## Радиационная сила, действующая на широкий поглотитель

$$\mathbf{F} = \iint_S \left\{ \begin{array}{l} \left( \frac{\rho |\mathbf{V}|^2}{4} - \frac{|P|^2}{4\rho c^2} \right) \mathbf{n} - \\ \frac{\rho}{2} \operatorname{Re}[\mathbf{V}^* (\mathbf{V} \cdot \mathbf{n})] \end{array} \right\} dS$$

Plane wave case:  $\mathbf{V} = -\frac{P}{\rho c} \mathbf{n}$

$$F = \iint_{\text{absorber surface}} \frac{|P|^2}{2\rho c^2} dS \Rightarrow F = \frac{W}{c}$$

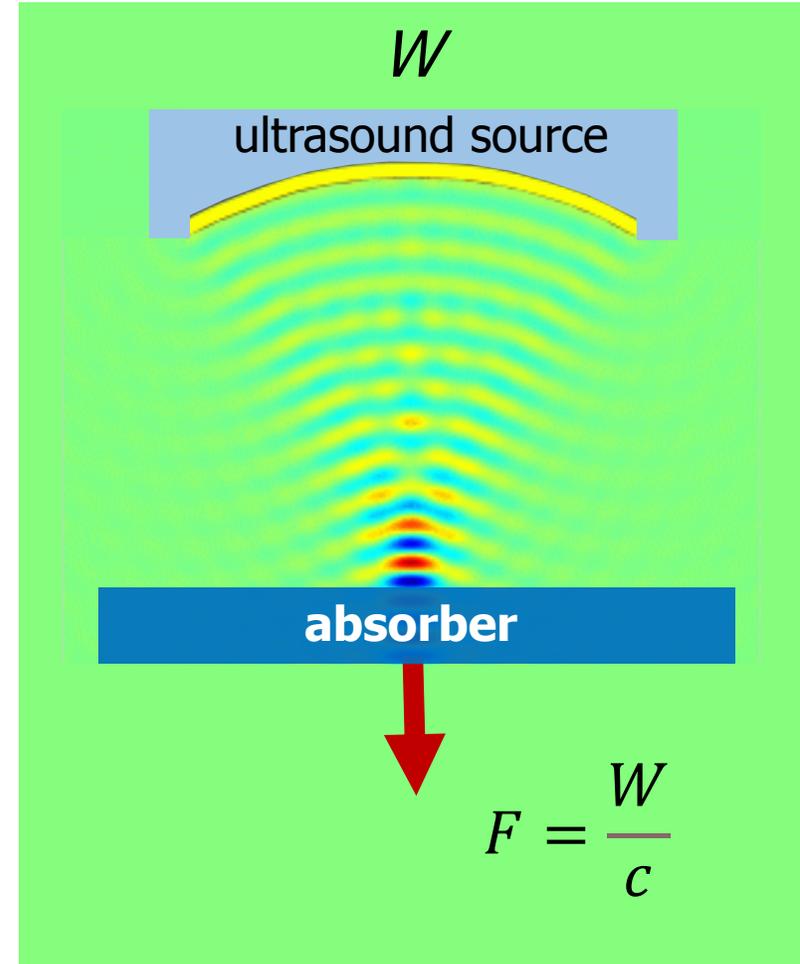
$W$  - total acoustic power

Interpretation in terms of phonon energy and momentum

Quasi-momentum:  $\Delta N = \hbar k = \hbar \frac{\omega}{c} = \frac{\Delta E}{c}$

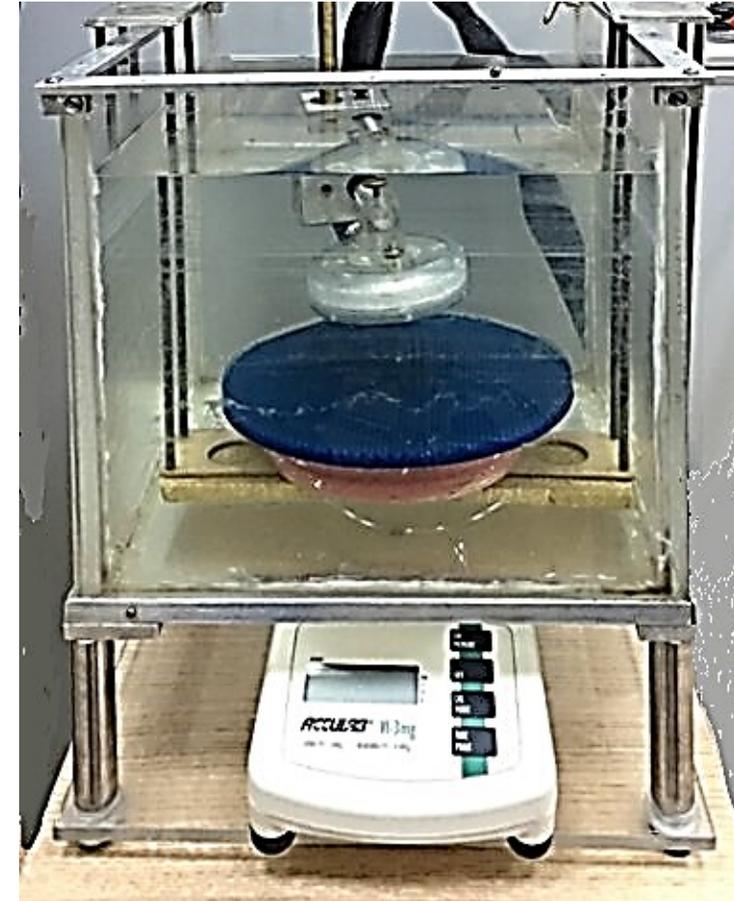
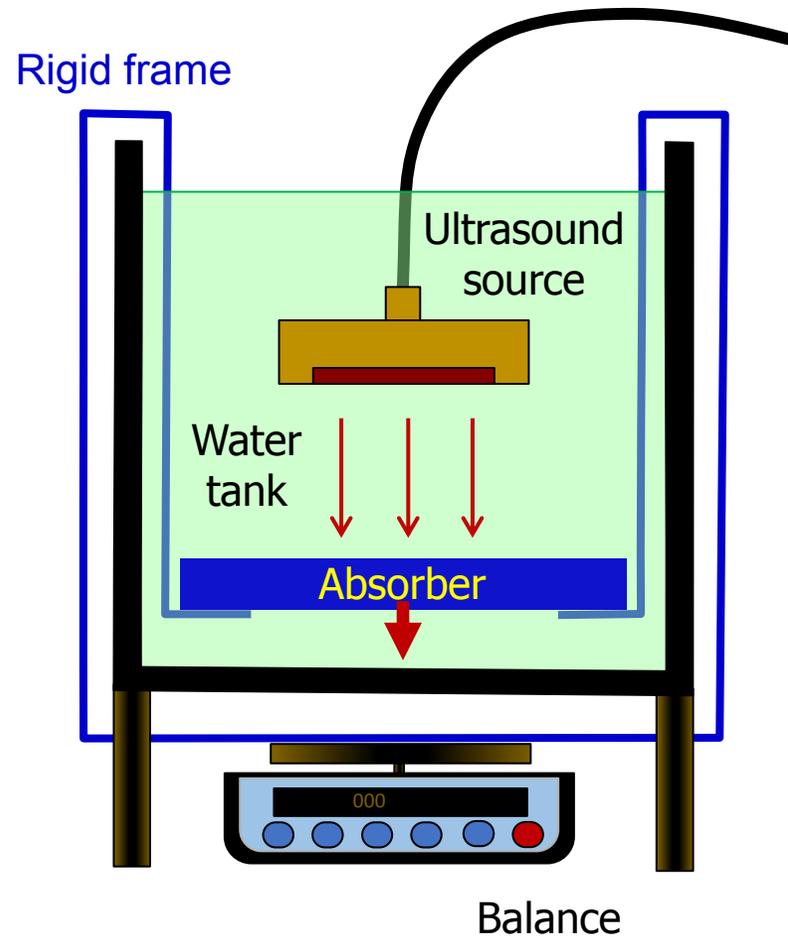
Energy:  $\Delta E = \hbar \omega$

$$\Delta N / \Delta t = \frac{\Delta E / \Delta t}{c} \Rightarrow F = \frac{W}{c}$$



Change of weight / Acoustic power  
68 mg / watt, i.e., 15 watt  $\leftrightarrow$  1 g

# Измерение полной акустической мощности методом взвешивания поглотителя (Radiation Force Balance method)

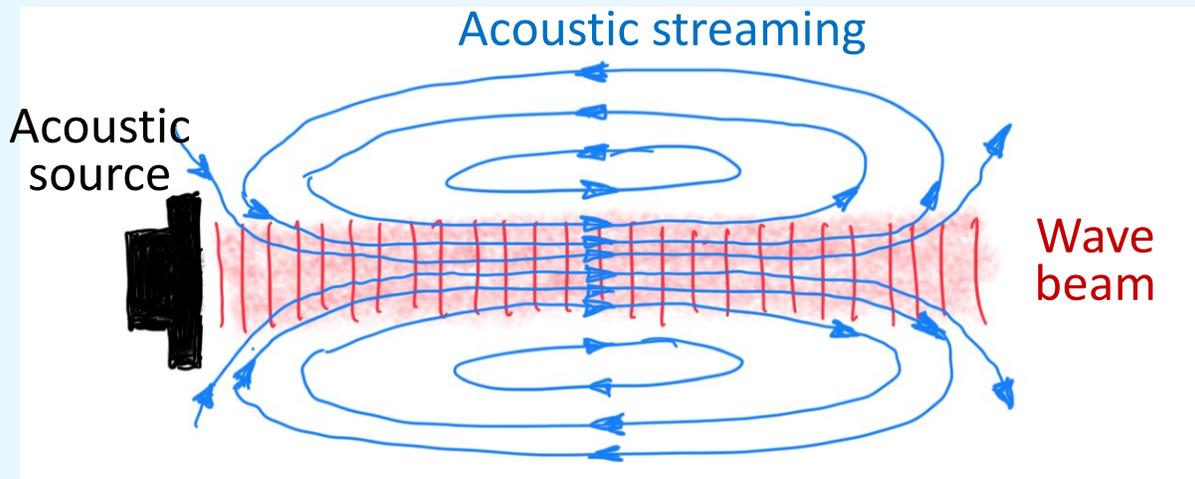


**IEC STANDARD:** IEC61161:2006, Ed.2. Ultrasonics – Power measurement – Radiation force balances and performance requirements, International Electrotechnical Commission, Geneva, 2006.

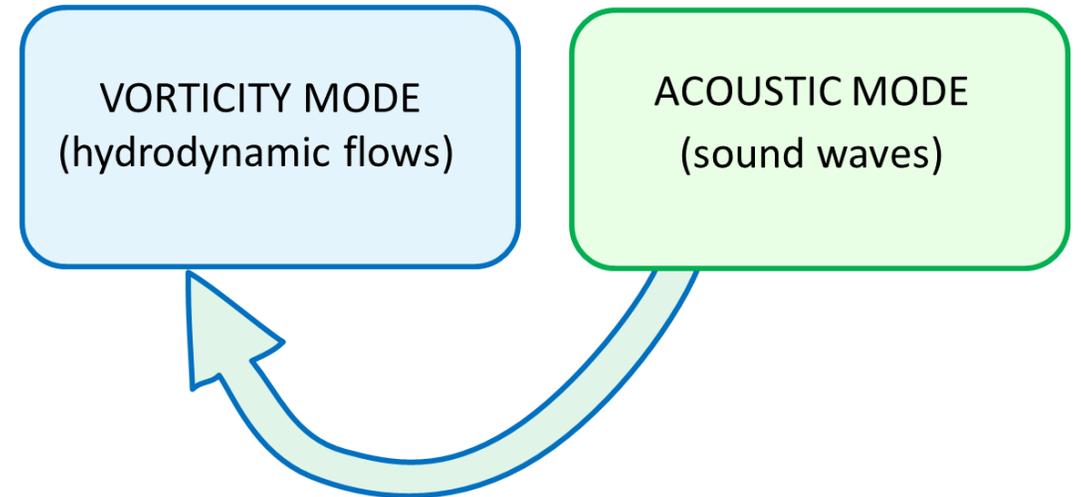
# ACOUSTIC STREAMING

## ECKART STREAMING

Caused by sound absorption during propagation in bulk flow



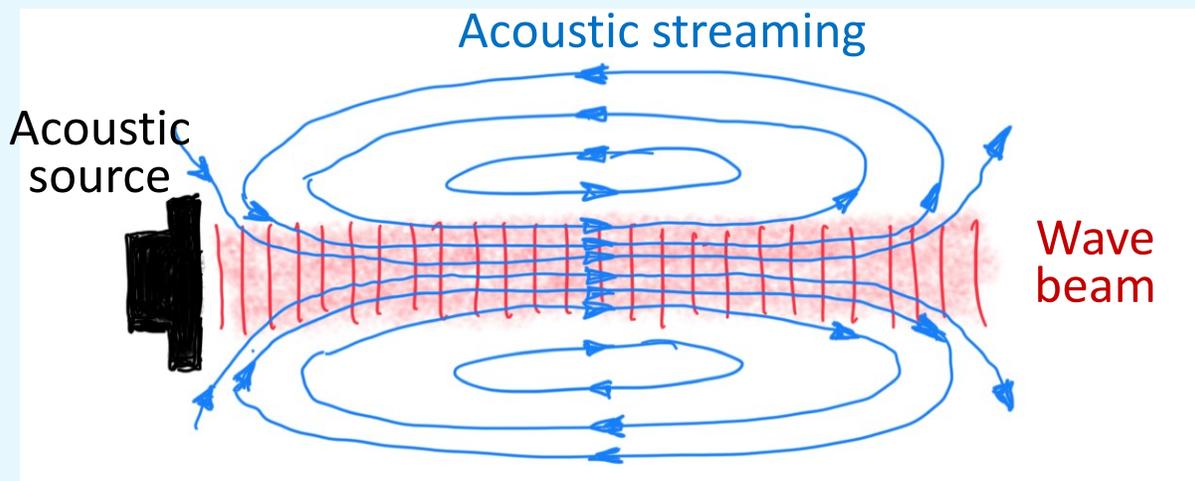
**RAYLEIGH STREAMING** - Caused by sound absorption near a boundary, either when sound reaches a boundary, or when a boundary is vibrating in a still medium.



# АКУСТИЧЕСКИЕ ТЕЧЕНИЯ

## ECKART STREAMING

Caused by sound absorption during propagation in bulk flow



**RAYLEIGH STREAMING** - Caused by sound absorption near a boundary, either when sound reaches a boundary, or when a boundary is vibrating in a still medium.

Governing equations:

$$\rho_0 \left[ \frac{\partial \mathbf{U}}{\partial t} + (\mathbf{U} \cdot \nabla) \mathbf{U} \right] = -\nabla P + \eta \Delta \mathbf{U} + \mathbf{f} ,$$

$$\nabla \cdot \mathbf{U} = 0 ,$$

$\mathbf{U} = \langle \rho \mathbf{v} \rangle / \rho_0$  – streaming velocity,

$$\mathbf{f} = -\rho_0 \left\langle (\mathbf{v}_{ac} \cdot \nabla) \mathbf{v}_{ac} + \mathbf{v}_{ac} (\nabla \cdot \mathbf{v}_{ac}) \right\rangle$$

– radiation force per unit volume of fluid,

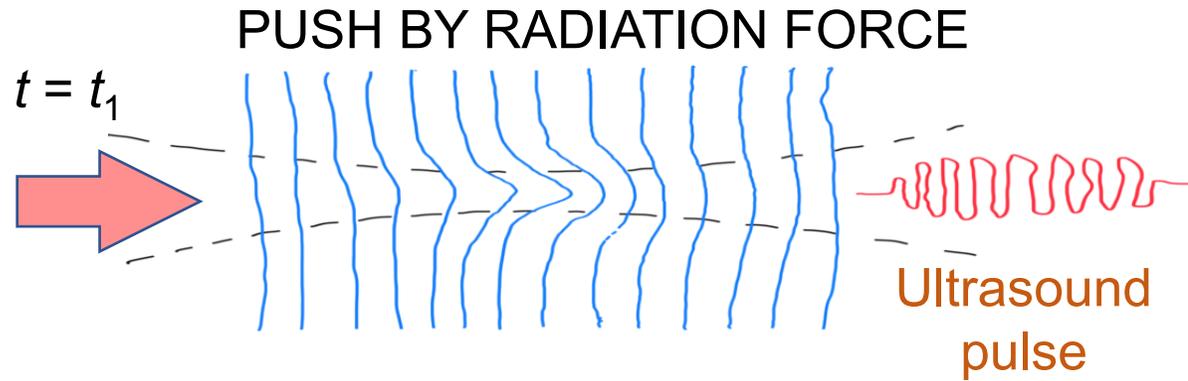
$\langle \dots \rangle$  – averaging over the wave period.

For a harmonic wave of arbitrary spatial structure:

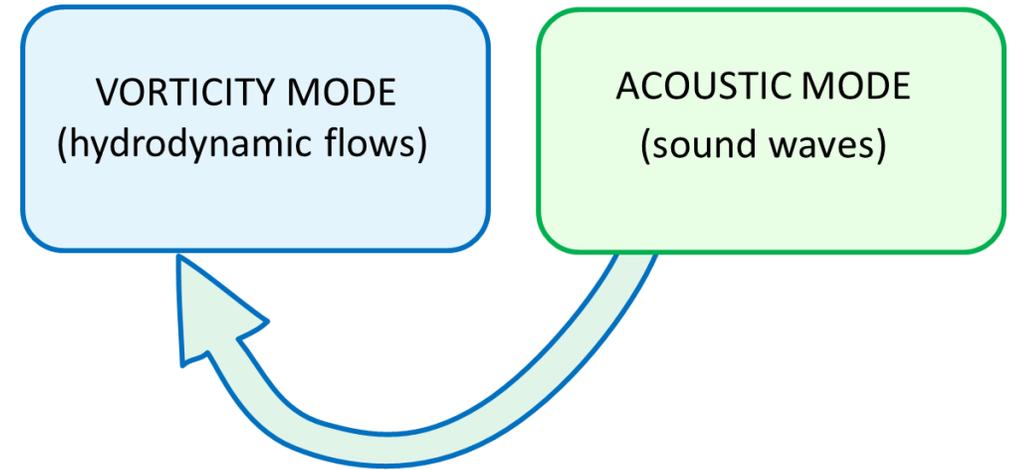
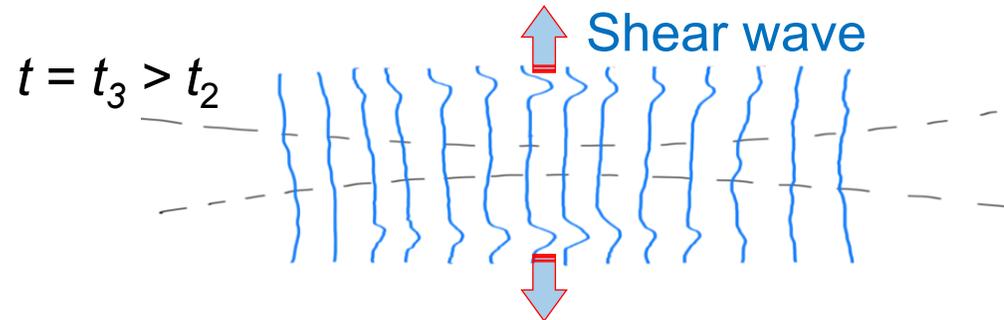
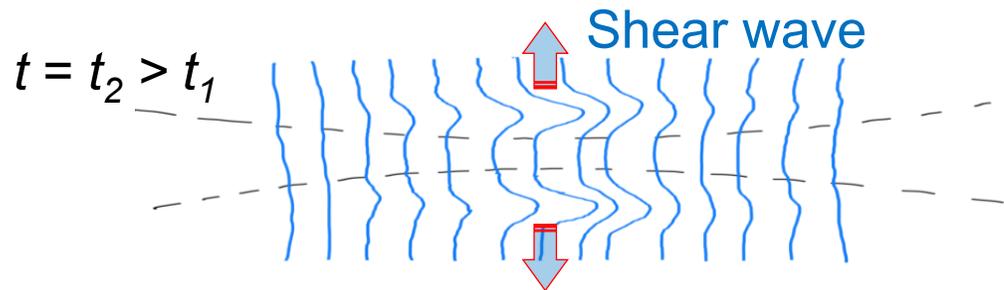
$$\mathbf{f} = \frac{2\alpha}{c_0} \mathbf{I}$$

$$\mathbf{I} = \left\langle p_{ac} \mathbf{v}_{ac} \right\rangle \text{ – wave intensity}$$

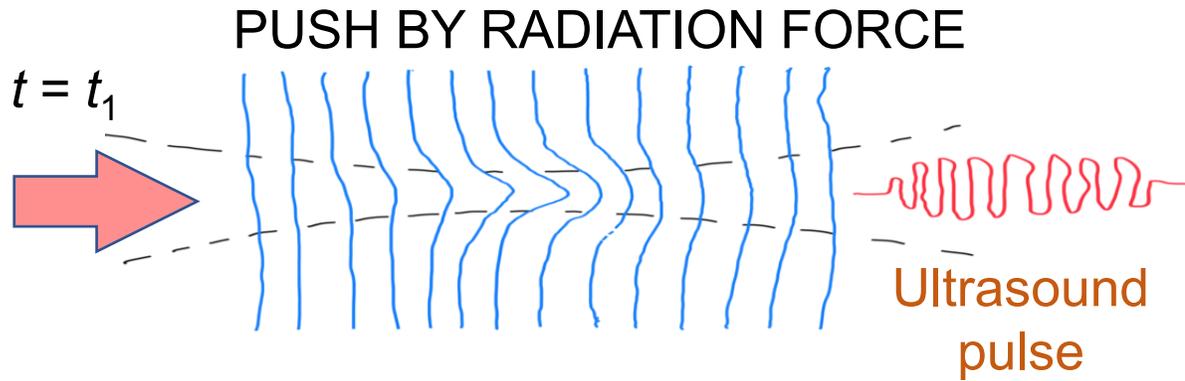
# Генерация сдвиговых волн в «мягких твёрдых» средах



**RELAXATION IN THE FORM OF AN OUTGOING SHEAR WAVE**



# Генерация сдвиговых волн в «мягких твёрдых» средах

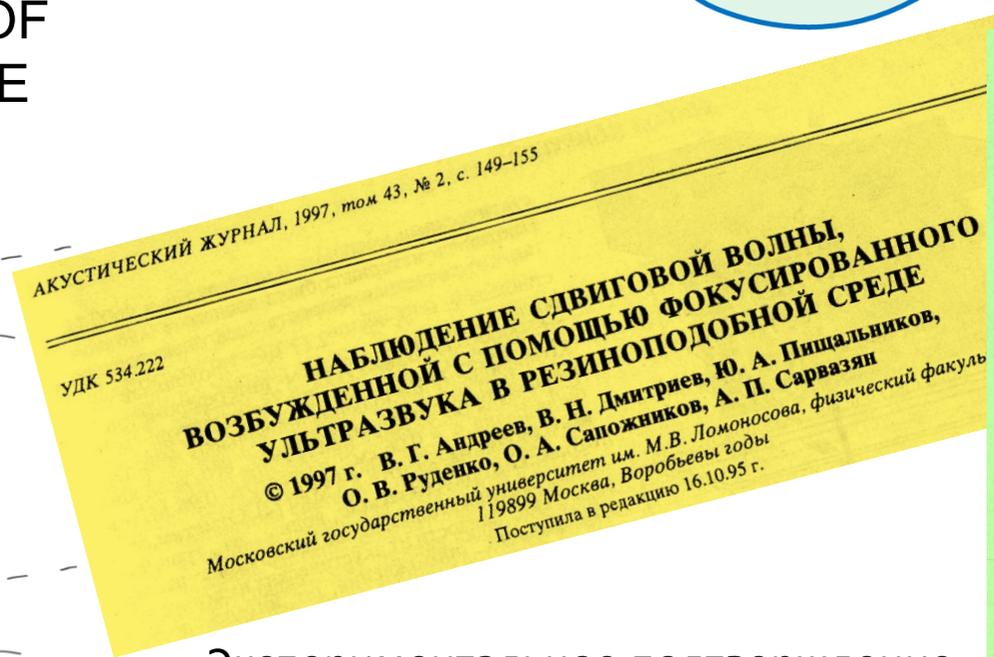
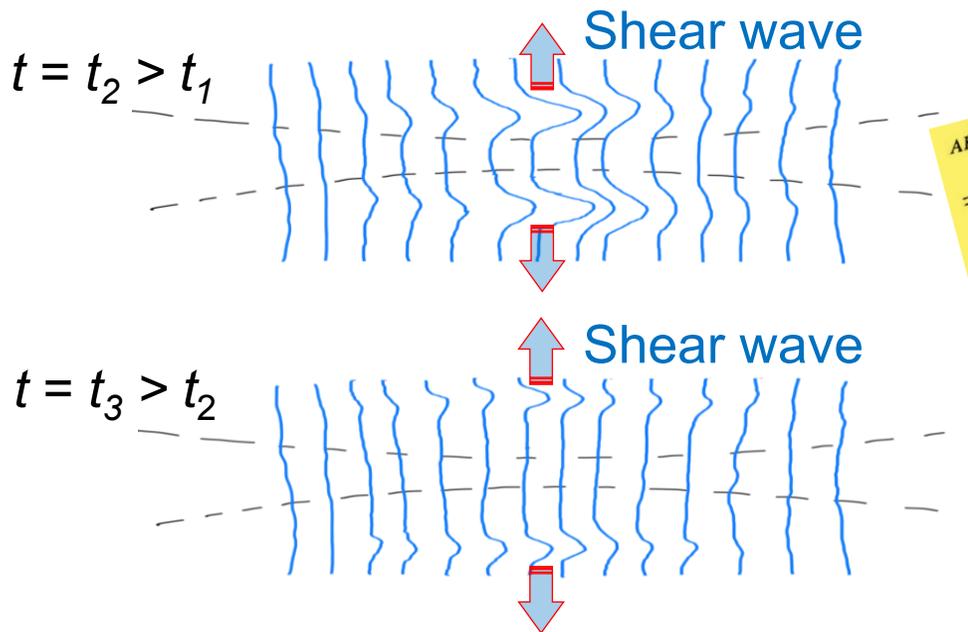


VORTICITY MODE  
(hydrodynamic flows)

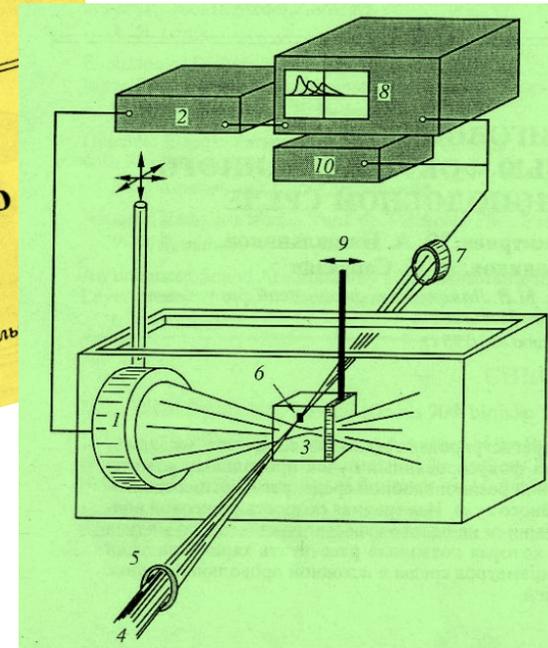
ACOUSTIC MODE  
(sound waves)

А.П. Сарвазян,  
О.В. Руденко

RELAXATION IN THE FORM OF  
AN OUTGOING SHEAR WAVE

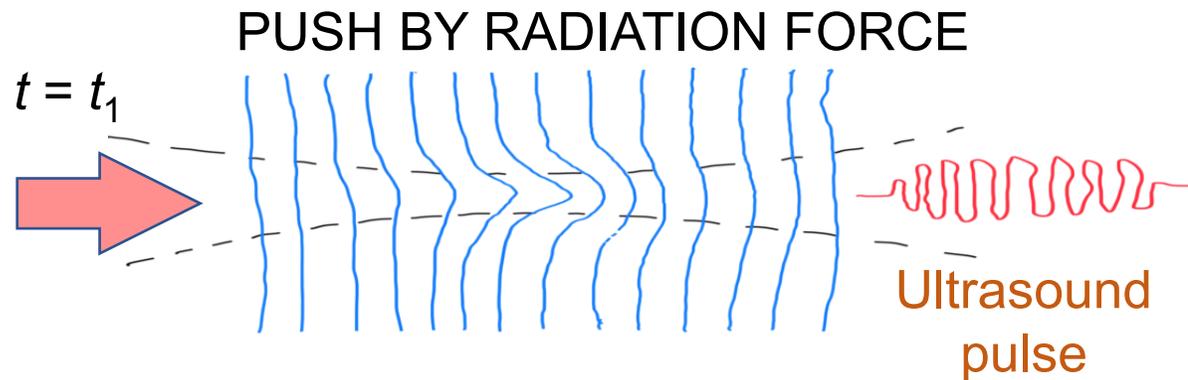


Экспериментальное подтверждение  
эффекта – Акуст.ж., 1997

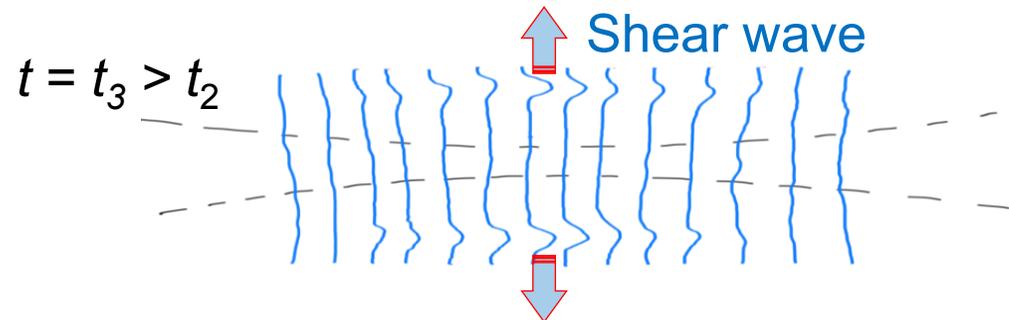
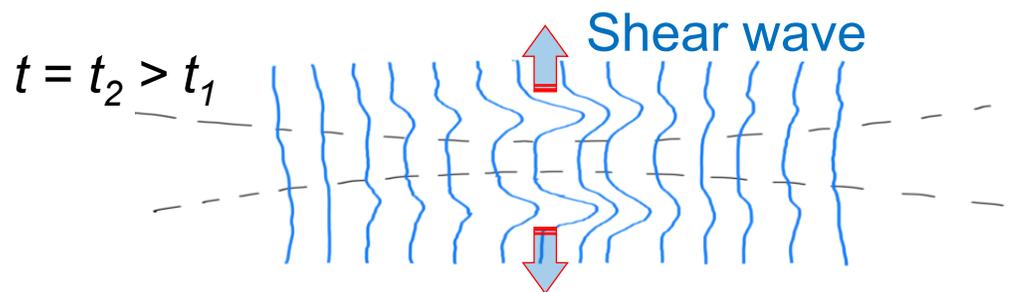


# Генерация сдвиговых волн в «мягких твёрдых» средах

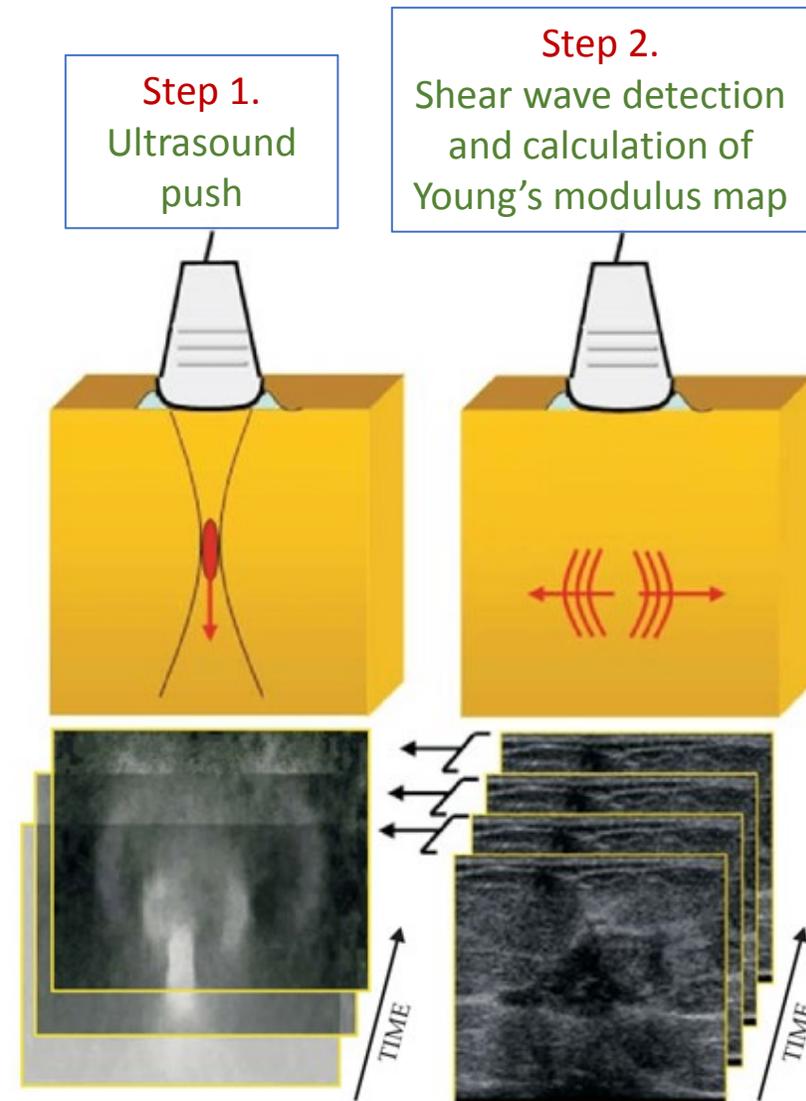
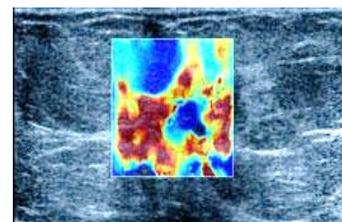
## Shear wave elastography



**RELAXATION IN THE FORM OF AN OUTGOING SHEAR WAVE**



«Aixplorer»  
Supersonic  
Imagine



# УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ТЕРАПИЯ



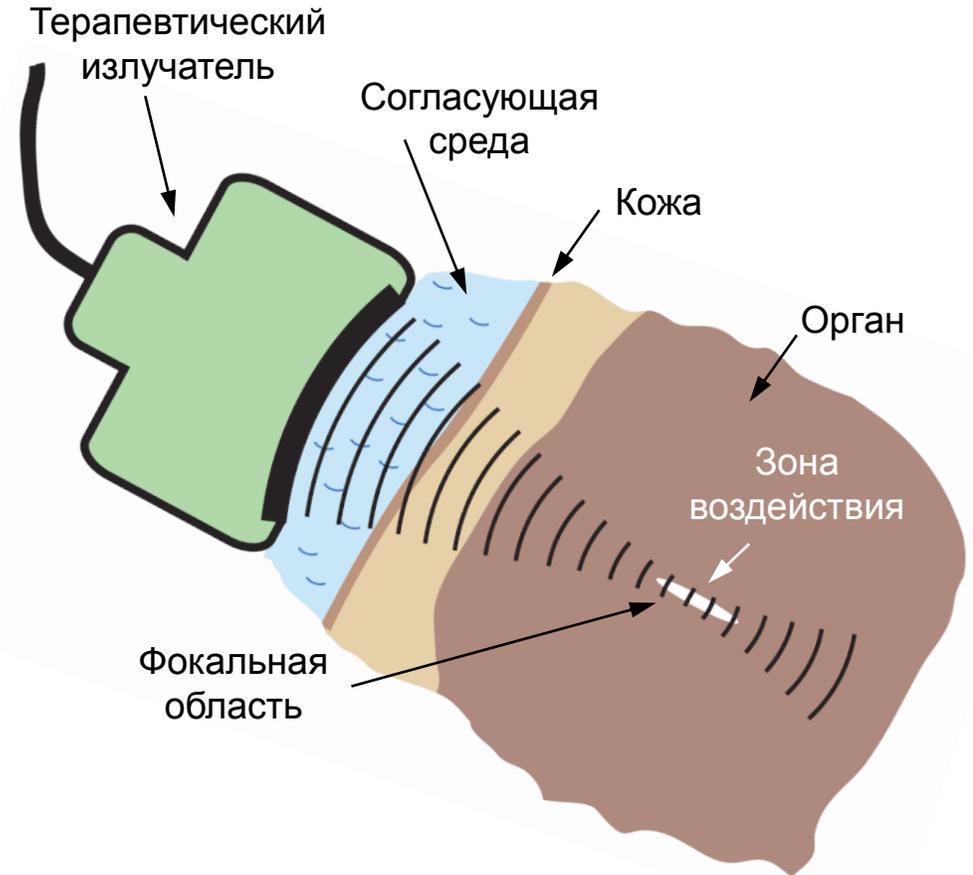
# Ультразвуковая терапия с использованием высокоинтенсивного фокусированного ультразвука (**high-intensity focused ultrasound – HIFU**)



## Основные эффекты в биоткани

**Термические:** нагрев ткани, вызванный поглощением ультразвуковой энергии

**Механические:** кавитация, сдвиговые напряжения

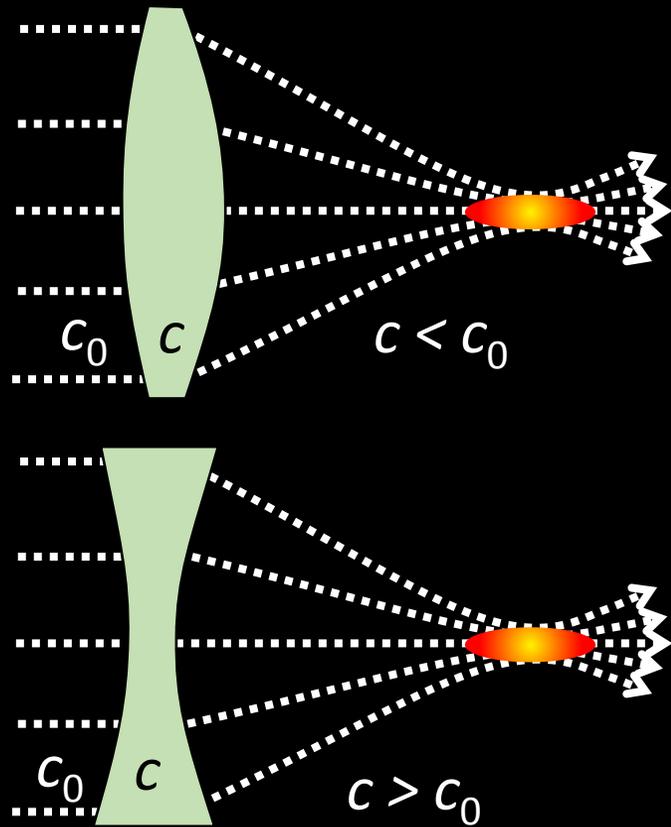


## Эффекты распространения

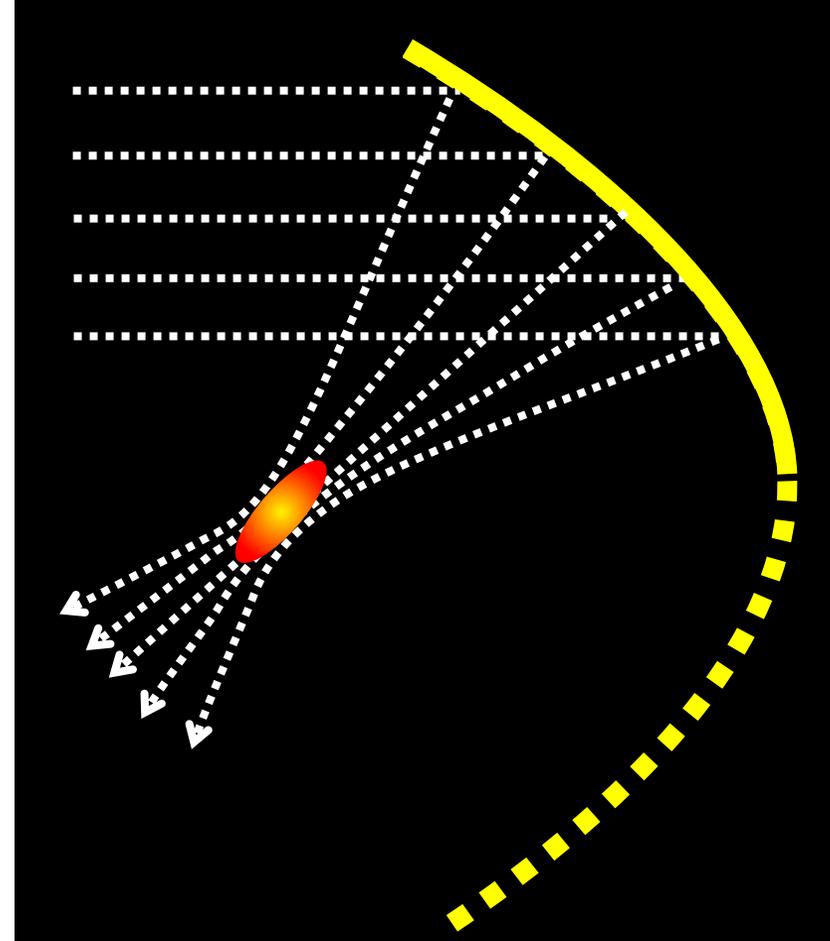
Отражение, рефракция, абберации, рассеяние, поглощение, дифракция, фокусировка, нелинейные эффекты

# Оптические способы фокусировки в акустике

## Фокусировка линзами

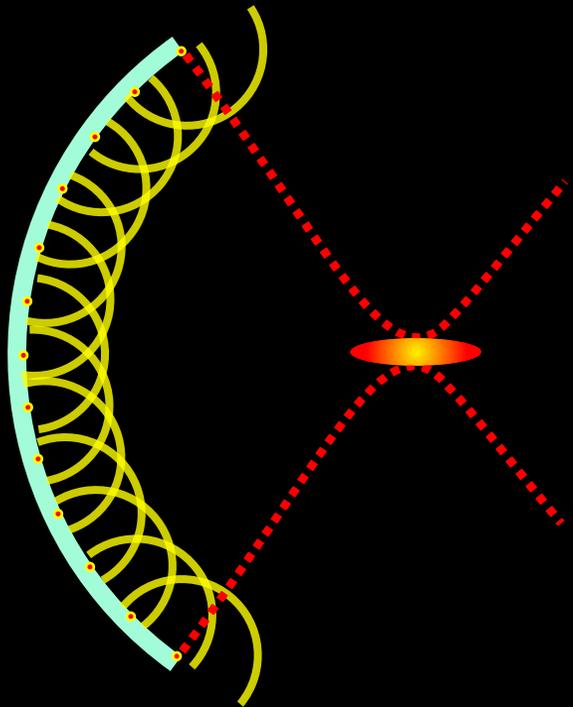


## Фокусировка зеркалами

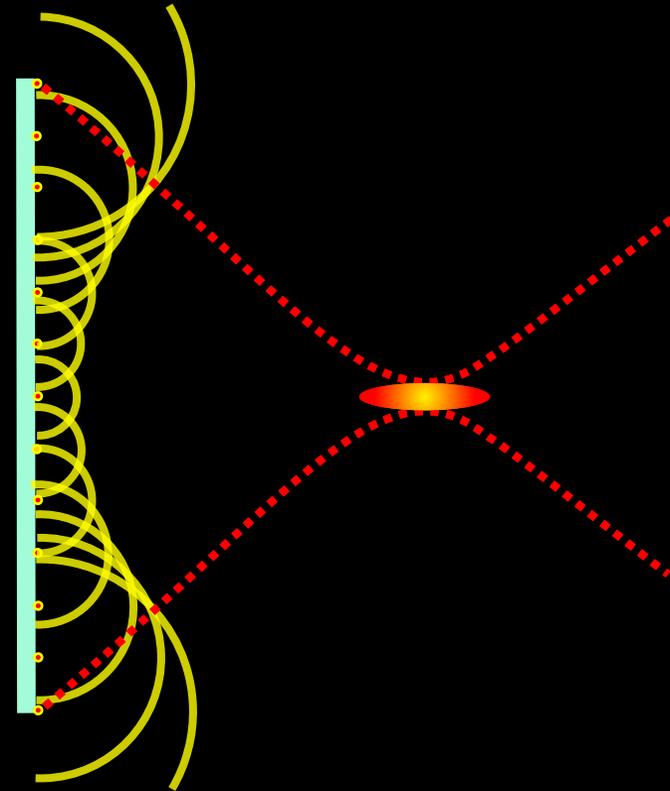


# «Неоптические» способы фокусировки в акустике

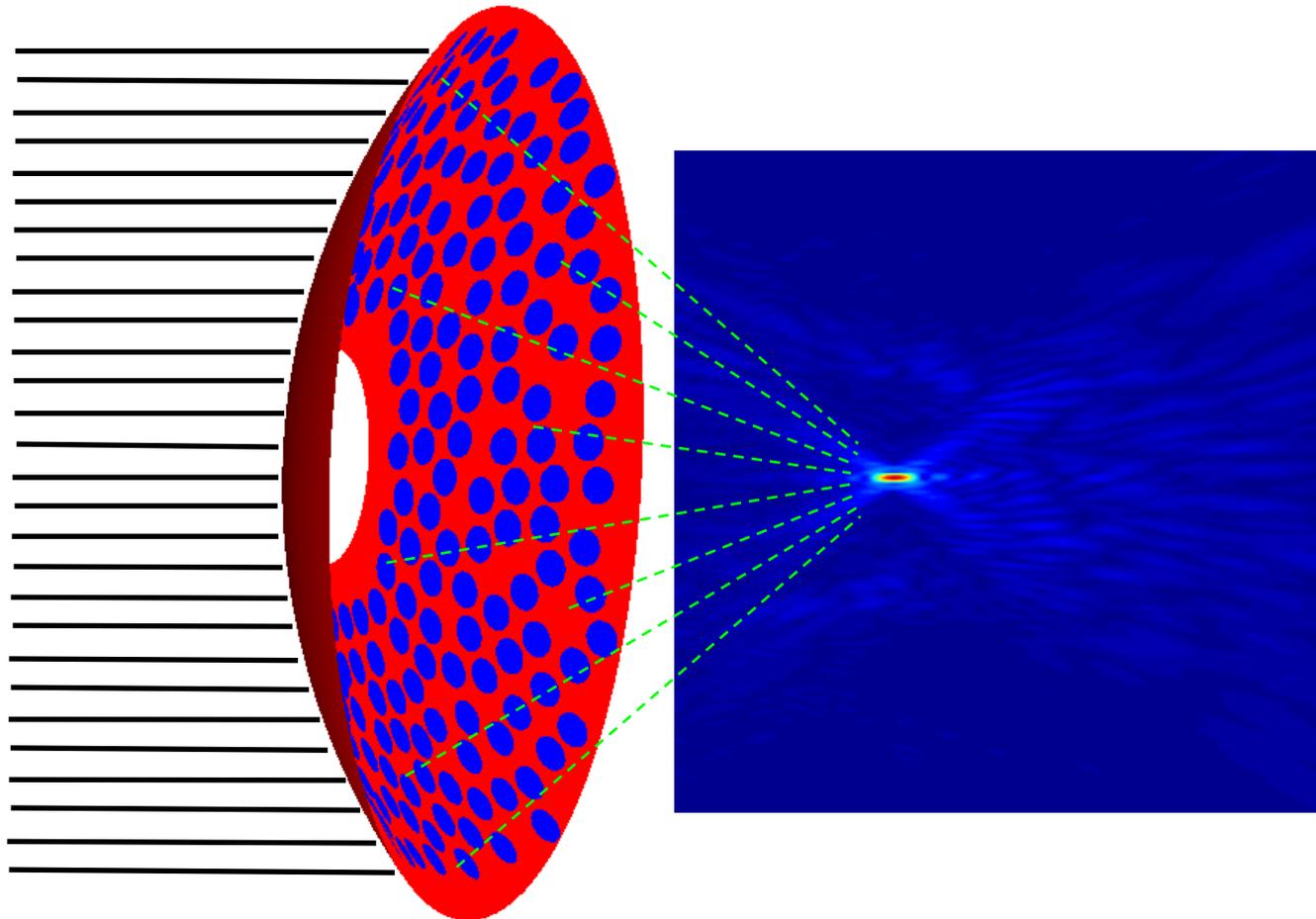
Геометрическая фокусировка  
(сферически вогнутый  
источник)



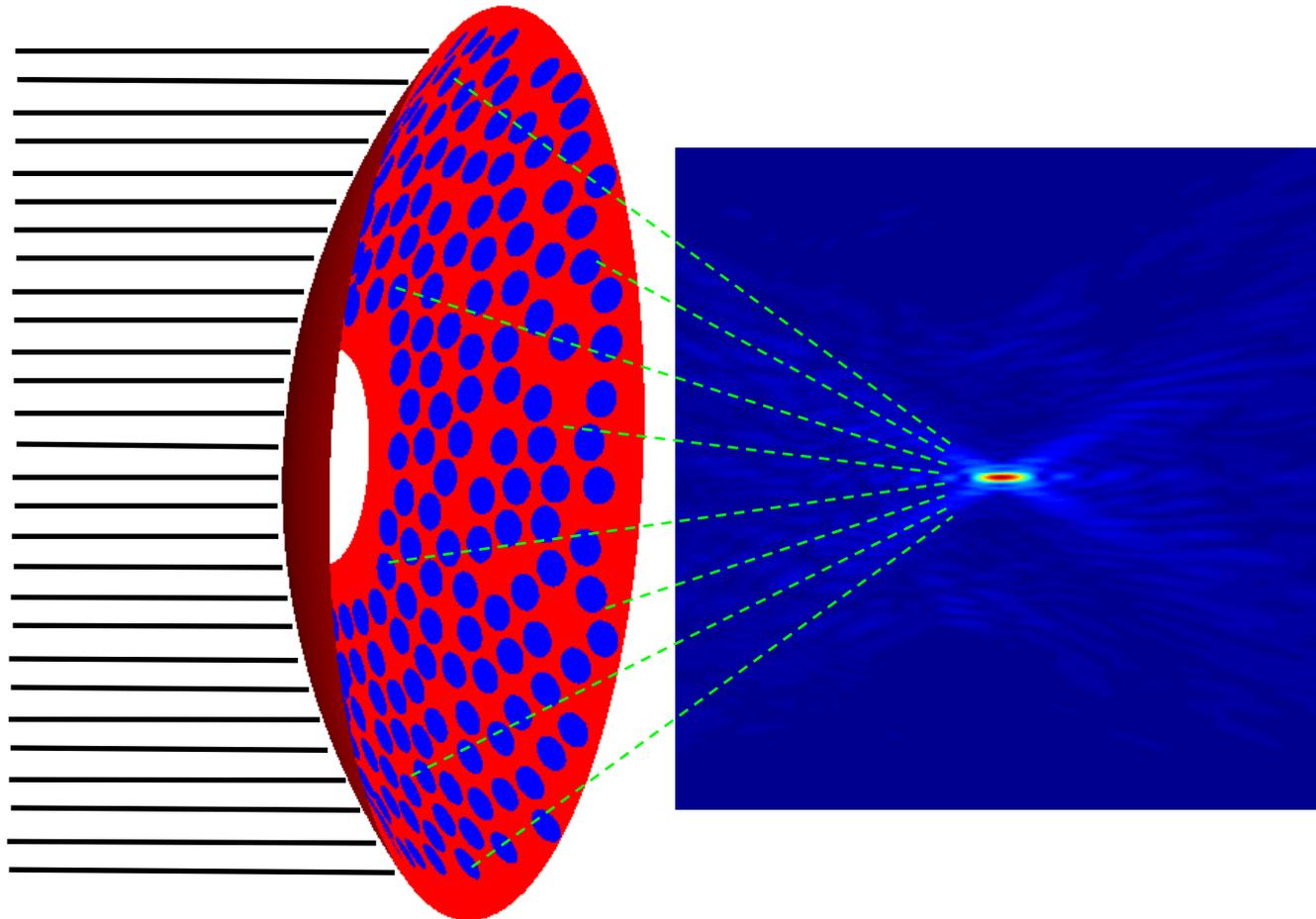
Электронная фокусировка  
(многоэлементная  
антенная решётка)



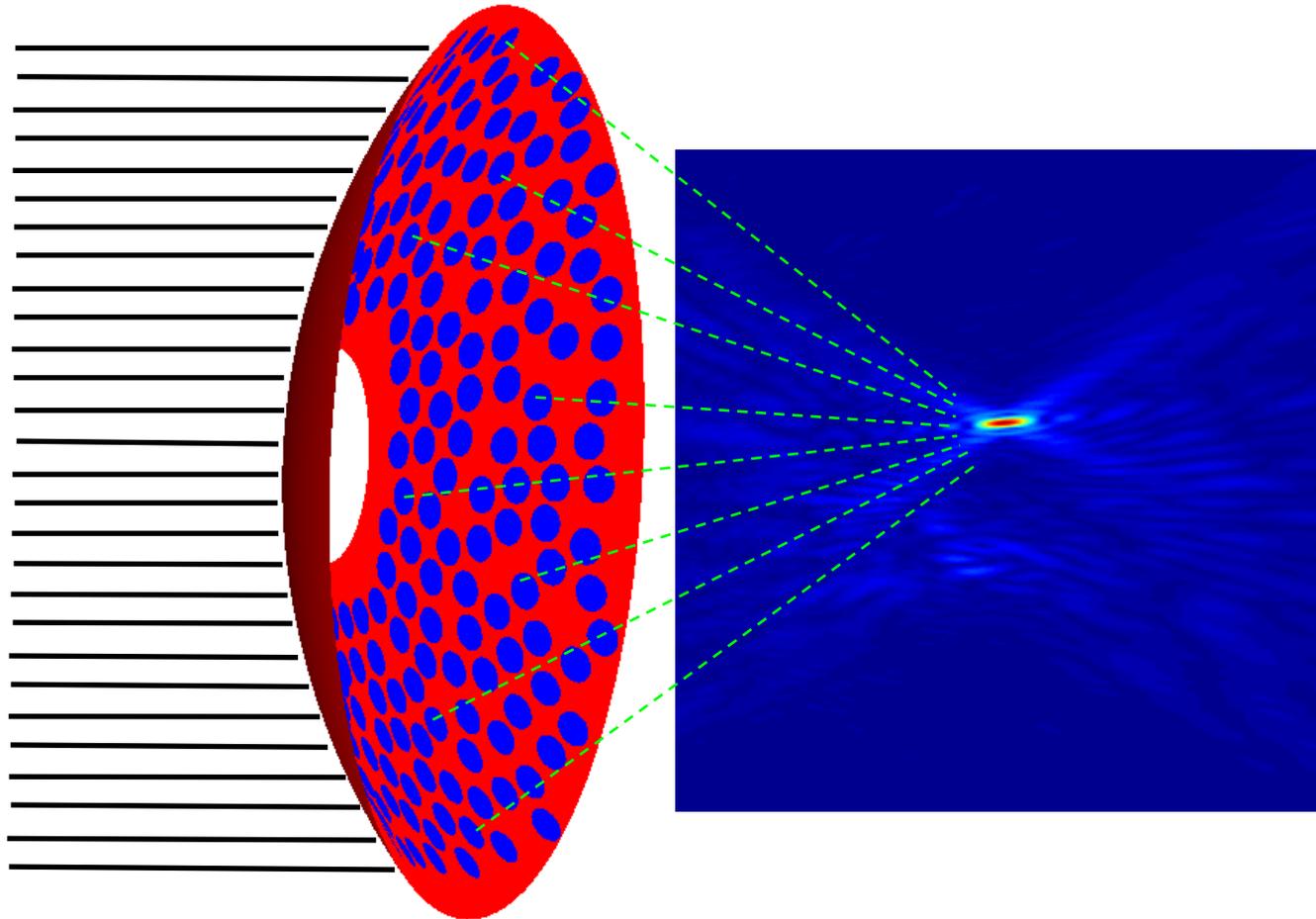
# Многоэлементная антенная решётка излучателей – электронное перемещение фокуса



# Многоэлементная антенная решётка излучателей – электронное перемещение фокуса



# Многоэлементная антенная решётка излучателей – электронное перемещение фокуса



# Терапевтические ультразвуковые источники



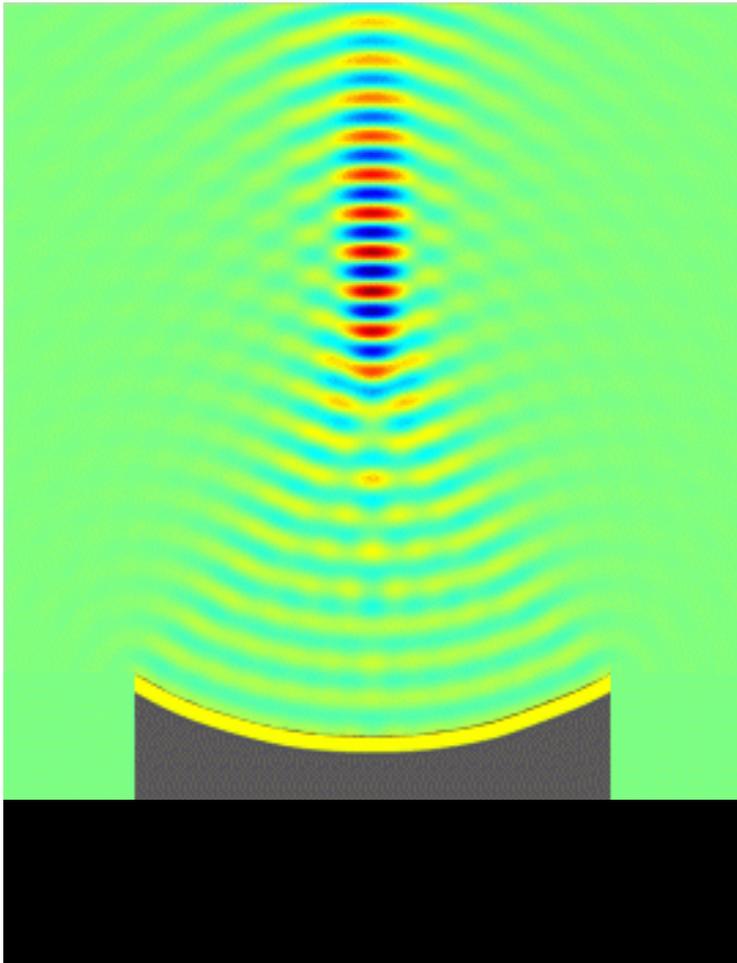
# Возбуждение энтропийной моды звуком (акустический нагрев среды)



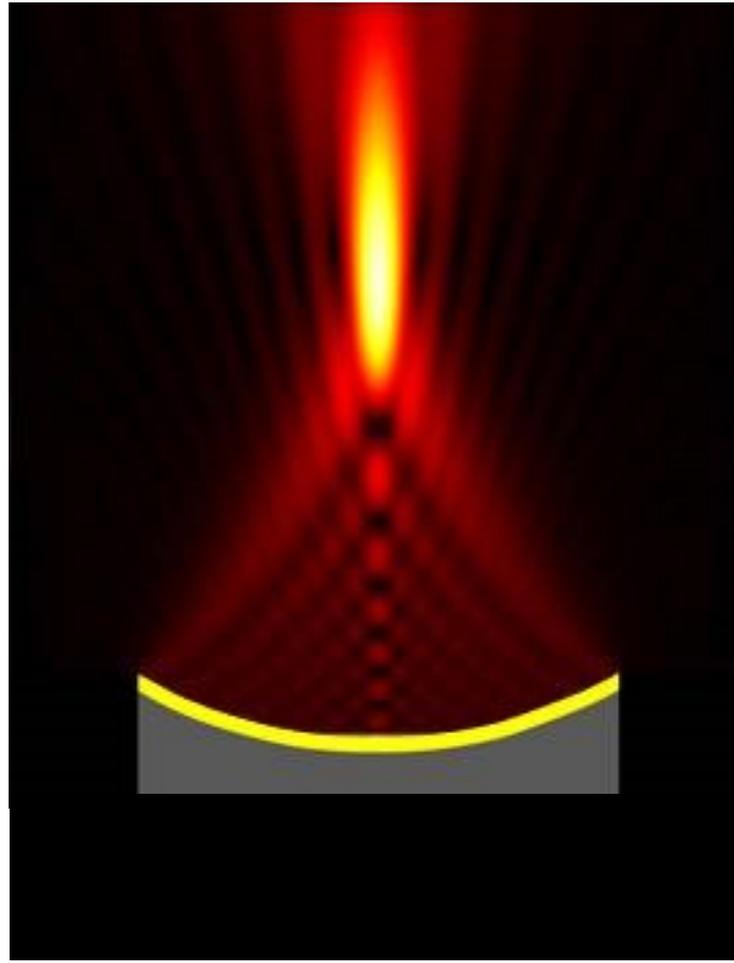
# Акустическое поле фокусирующего источника и соответствующий нагрев среды

$$\left\langle \frac{\partial Q}{\partial t} \right\rangle_{\text{plane sine wave}} = 2\alpha I$$

Acoustic pressure,  $p'$



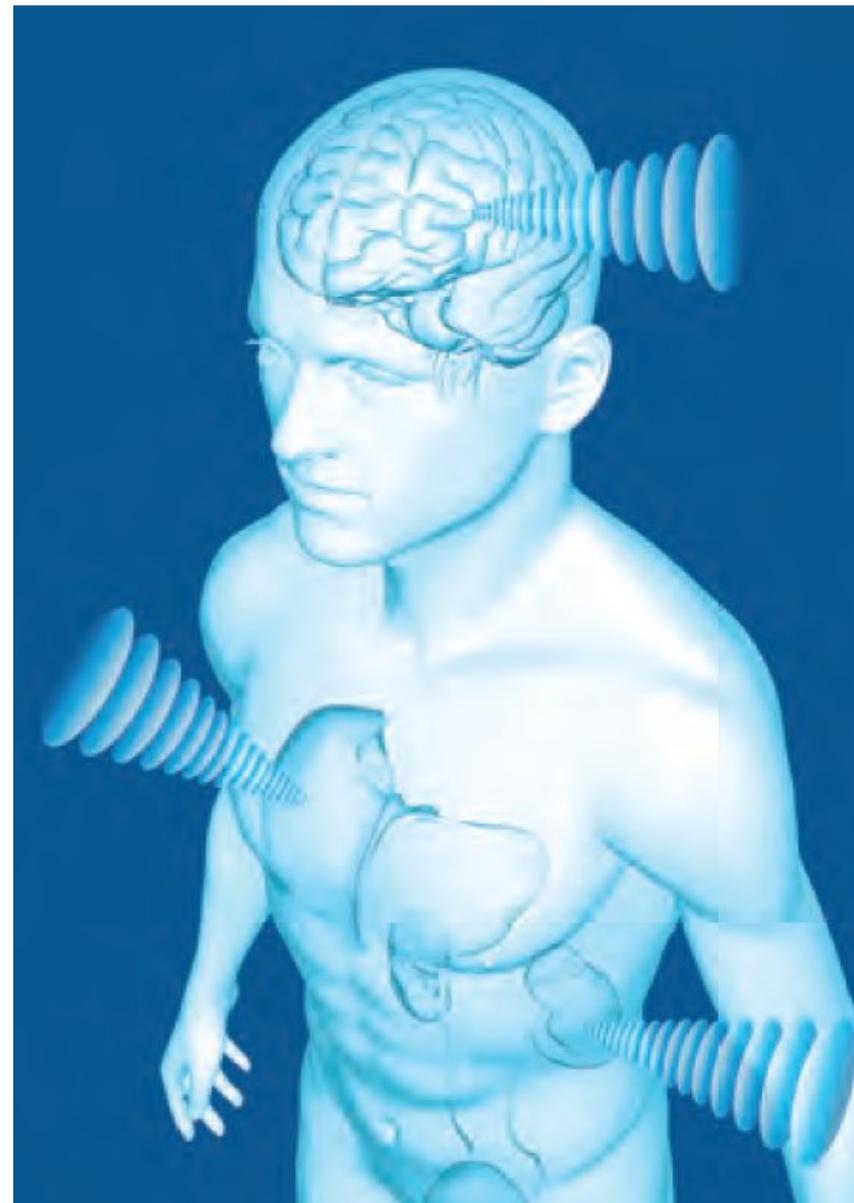
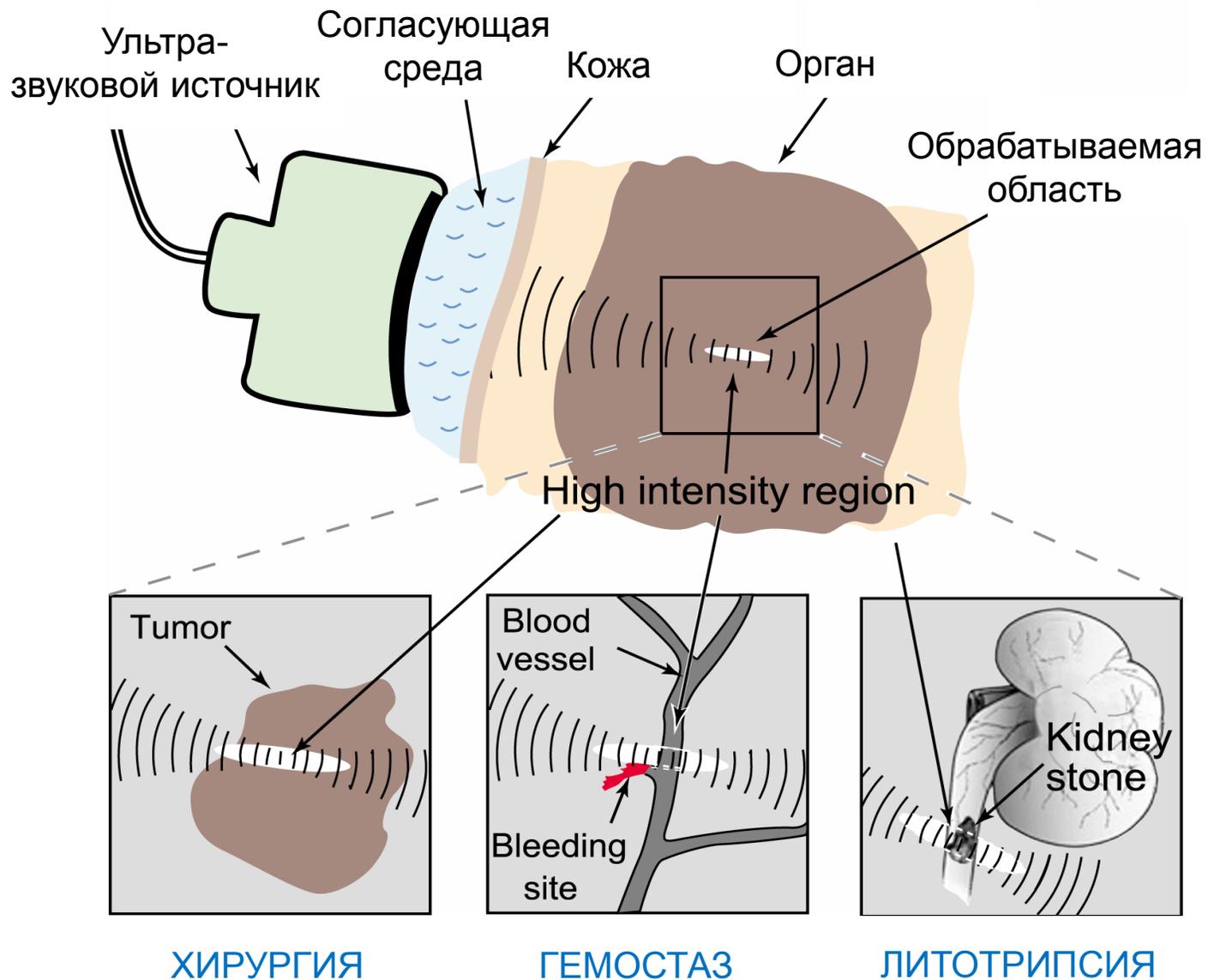
Intensity,  $I = \langle p'^2 \rangle / (\rho_0 c_0)$



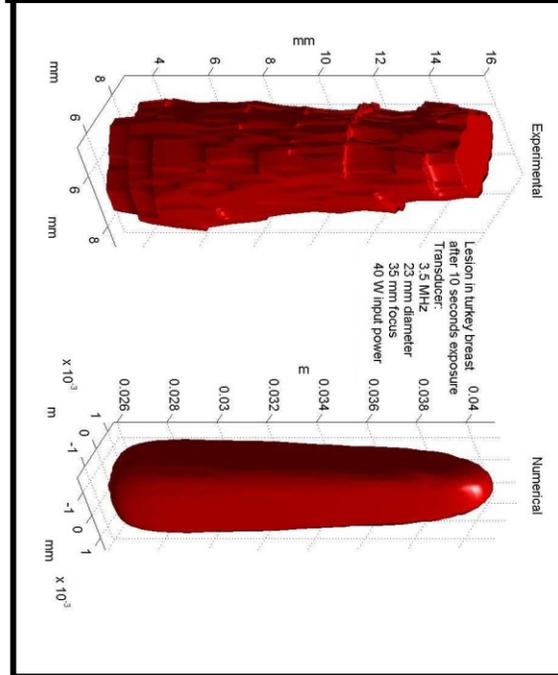
Gel damage  
due to heating



# Применение мощного фокусированного ультразвука в терапии

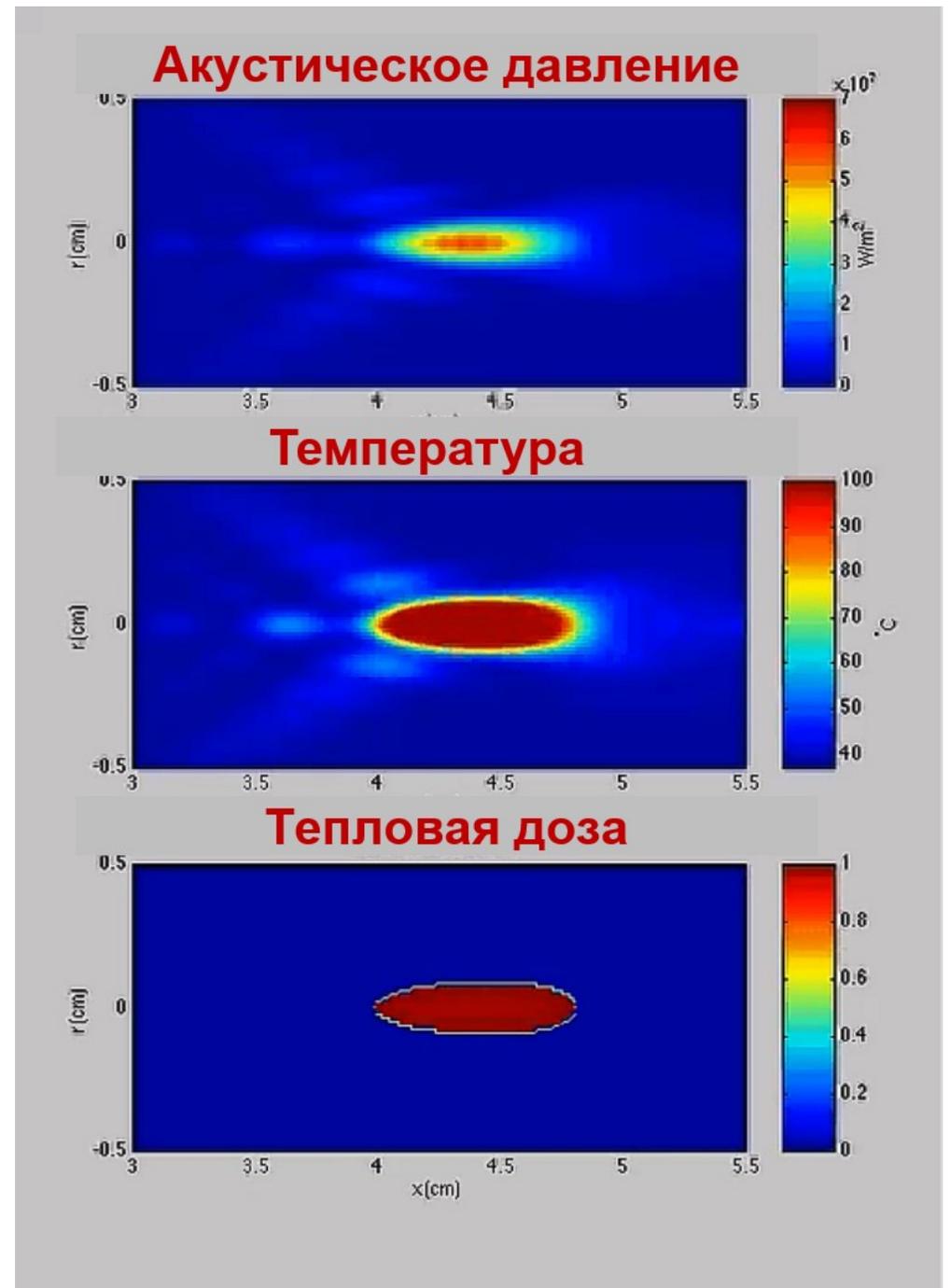


# Тепловое разрушение опухолей (thermal ablation)

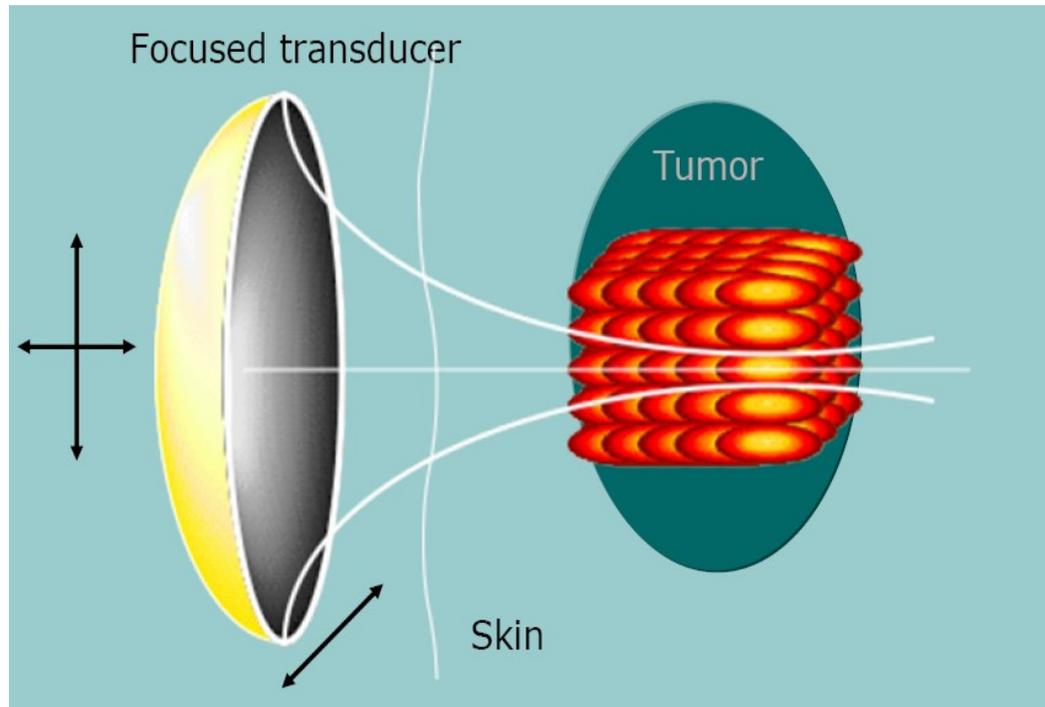


**Измеренное повреждение**

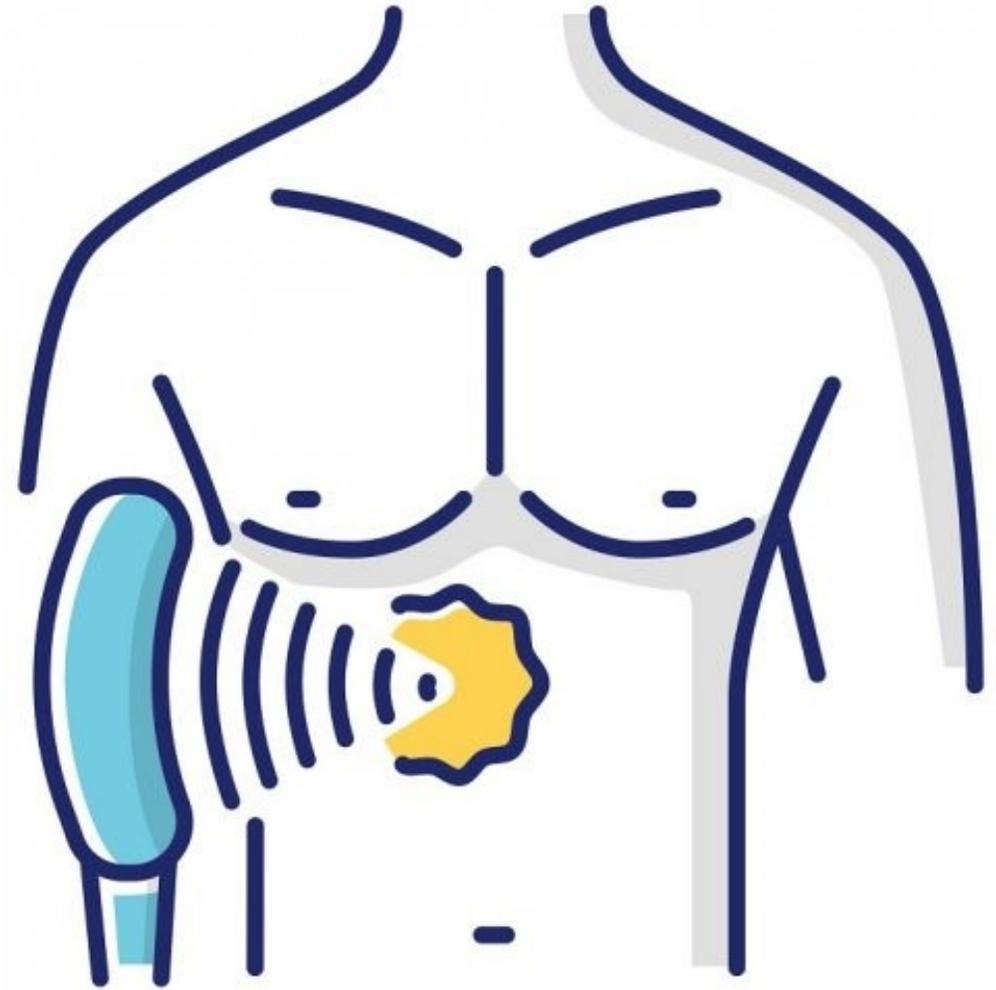
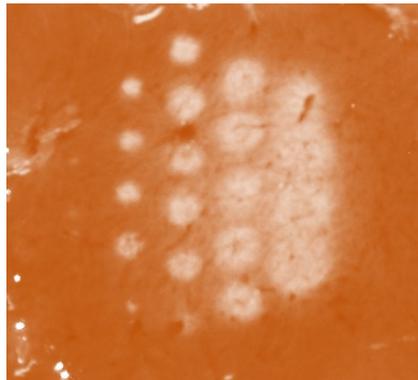
**Рассчитанное повреждение**



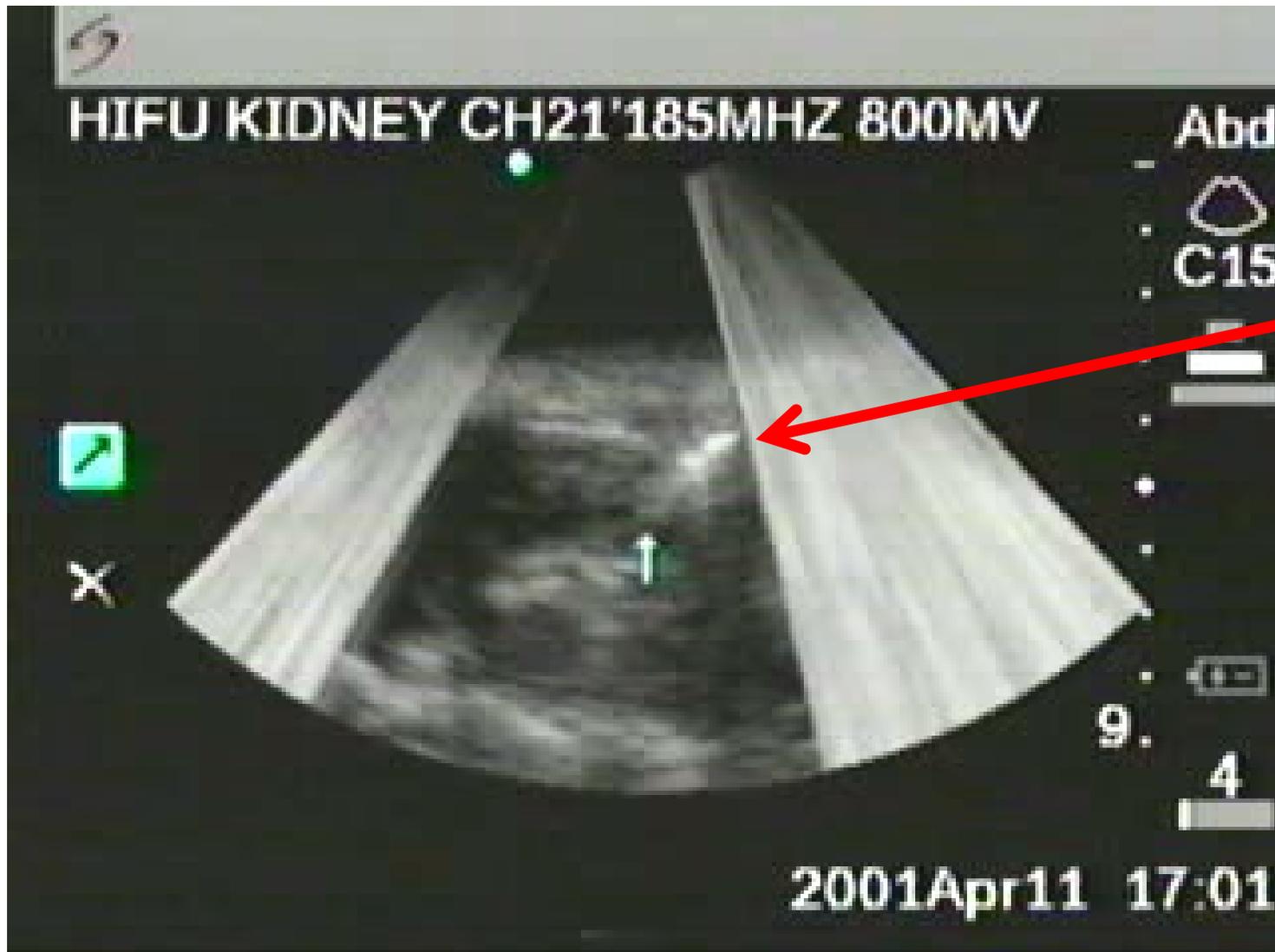
# Сканирование фокуса для обработки больших опухолей



Типичные области повреждения



## Визуализация области воздействия HIFU с помощью диагностического ультразвука



Яркое пятно вызвано пузырьками и соответствует области разрушения

# Использования ЯМР-томографии для мониторинга HIFU-хирургии

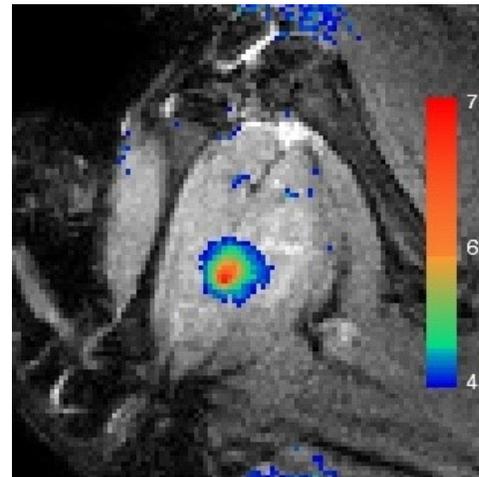


ЯМР-томограф с интегрированным HIFU-источником

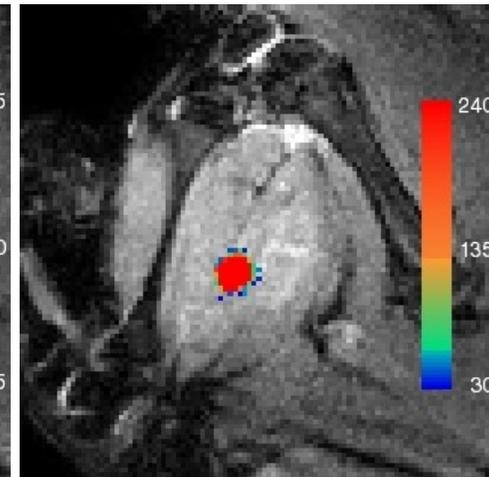
PHILIPS Sonalleve MR-HIFU  
для лечения миомы матки



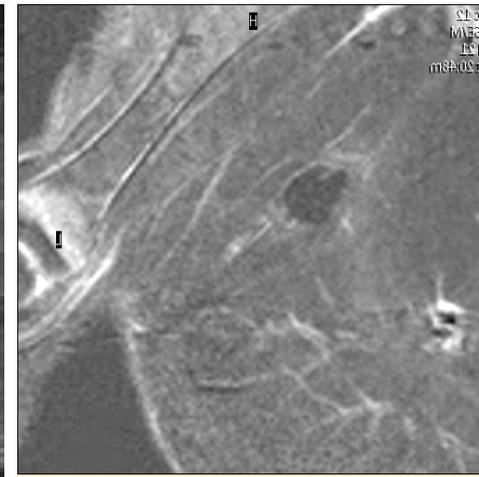
Трёхмерная анатомия и картирование температуры



Рассчитанное распределение тепловой дозы



Область без перфузии

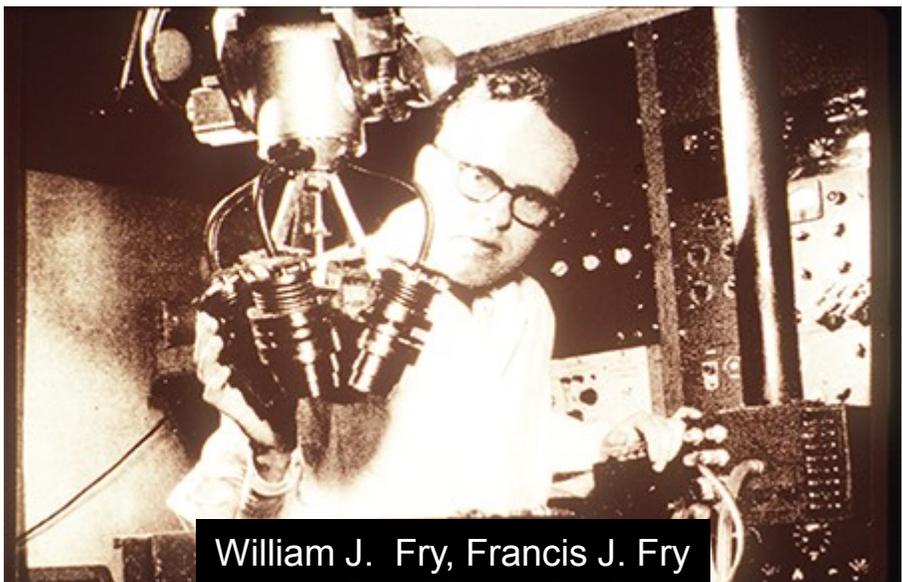


# Зарождение HIFU-хирургии – воздействие на мозг

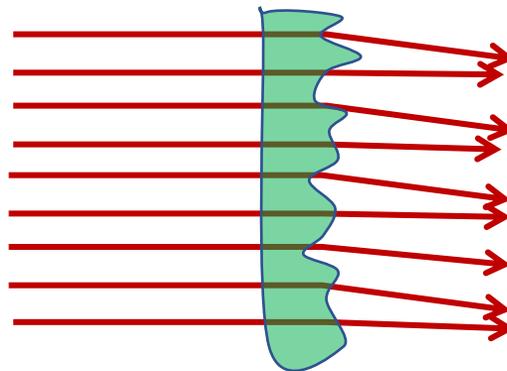
## Интересно, но в практику не вошло

1940-е гг. (Lynn et al.) HIFU-хирургия началась с попыток воздействия на мозг. Первые попытки вызывать разрушение в мозге были неудачными – ожоги кожи, повреждение черепа и т.п. Чтобы ввести ультразвук в мозг, приходилось удалять участки черепа.

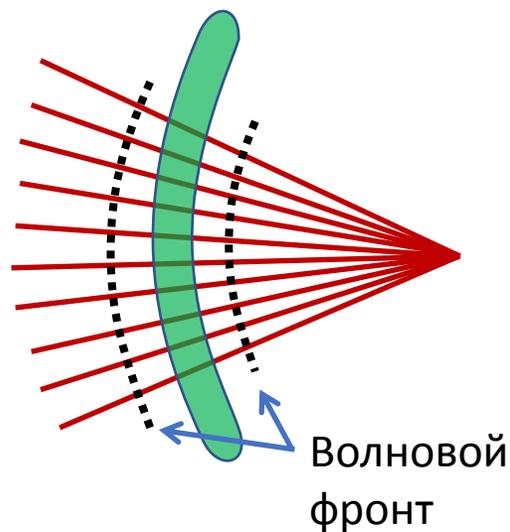
1950-е гг. The Fry brothers (Indianapolis) – система из 4-х фокусирующих излучателей. Система занимала 2 комнаты. Для воздействия на мозг человека им пришлось вскрывать участок черепа в месте ввода.



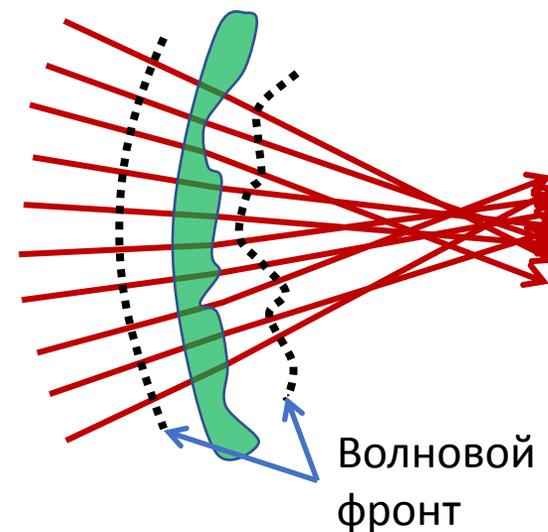
## Аберрации всё портят ...



## Фокусировка сквозь однородный слой

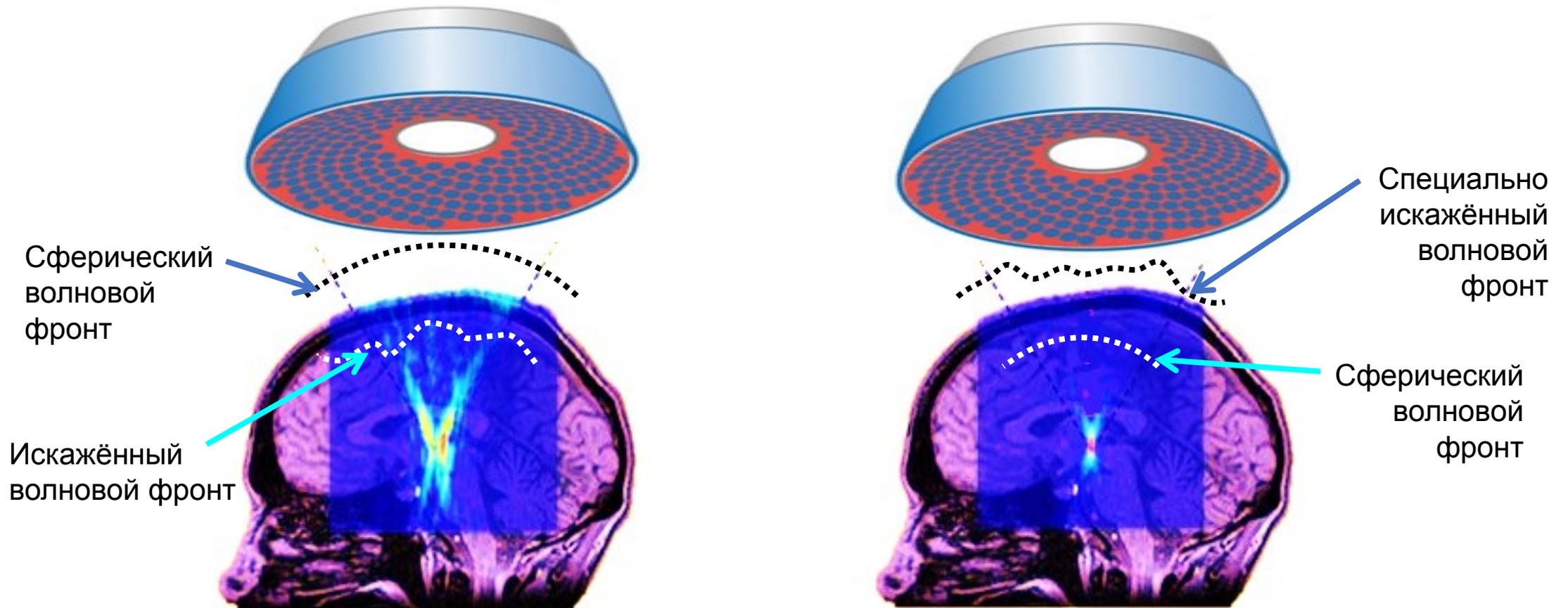


## Фокусировка сквозь неоднородный слой (череп)

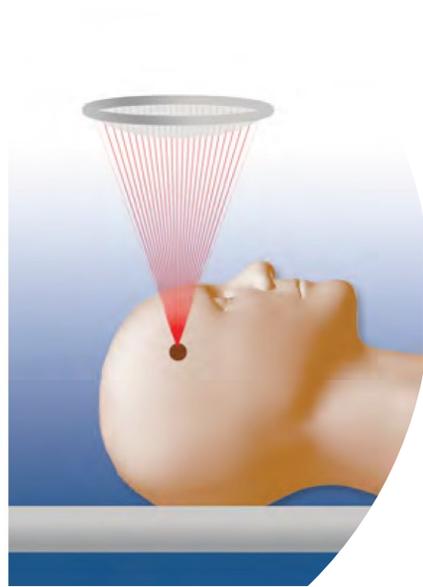
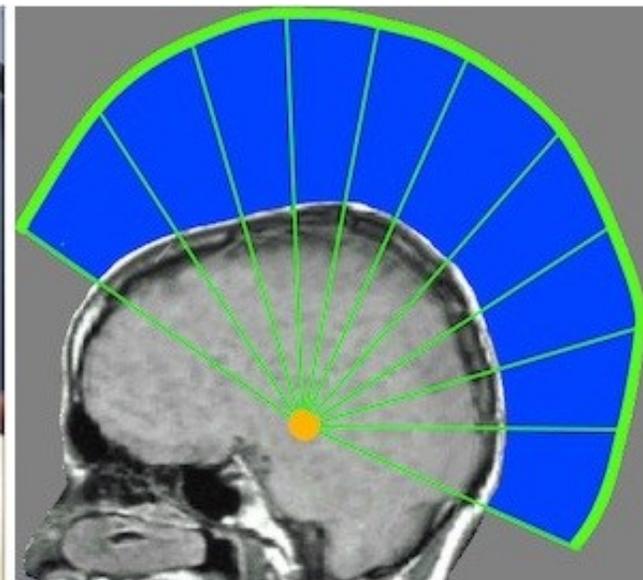


# Второе рождение HIFU-хирургии мозга. Внедрение в медицинскую практику

Середина 1990-х гг. – разработка концепции. Главные идеи: использовать МРТ, КТ и многоэлементные решётки для коррекции фазовых искажений



# Высокоинтенсивный фокусированный ультразвук (HIFU) для лечения эссенциального тремора (с 2011 г.)



**Эссенциальный тремор**  
(наследственное идиопатическое дрожание, болезнь Минора) - наиболее распространенное из наследственных заболеваний центральной нервной системы)

# Entropy (and therefore, heat) production at the shock front

$$\Delta s = \frac{\beta}{6\rho_0^3 c_0^4 T_0} (\Delta p)^3$$

$$Q_{\text{shock}} = \rho_0 T_0 \Delta s = \frac{\beta}{6\rho_0^2 c_0^4} (\Delta p)^3$$

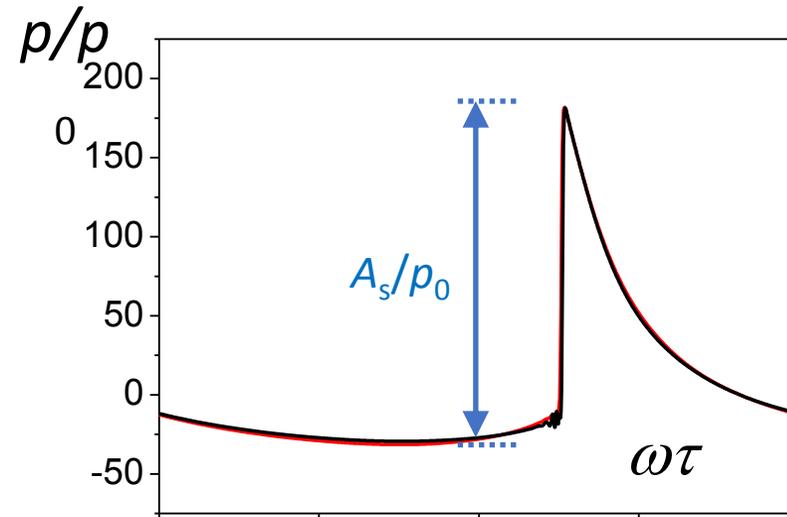
Fast boiling at the HIFU focus in shockwave regime

Canney *et. al.* UMB, v.36 (2010)

$$\left\langle \frac{\partial Q}{\partial t} \right\rangle_{\text{sawtooth wave}} = \frac{\beta f_0}{6\rho_0^2 c_0^4} (\Delta p)^3$$

$$\left\langle \frac{\partial Q}{\partial t} \right\rangle_{\text{plane sine wave}} = 2\alpha I = \alpha \frac{A_0^2}{\rho_0 c_0}$$

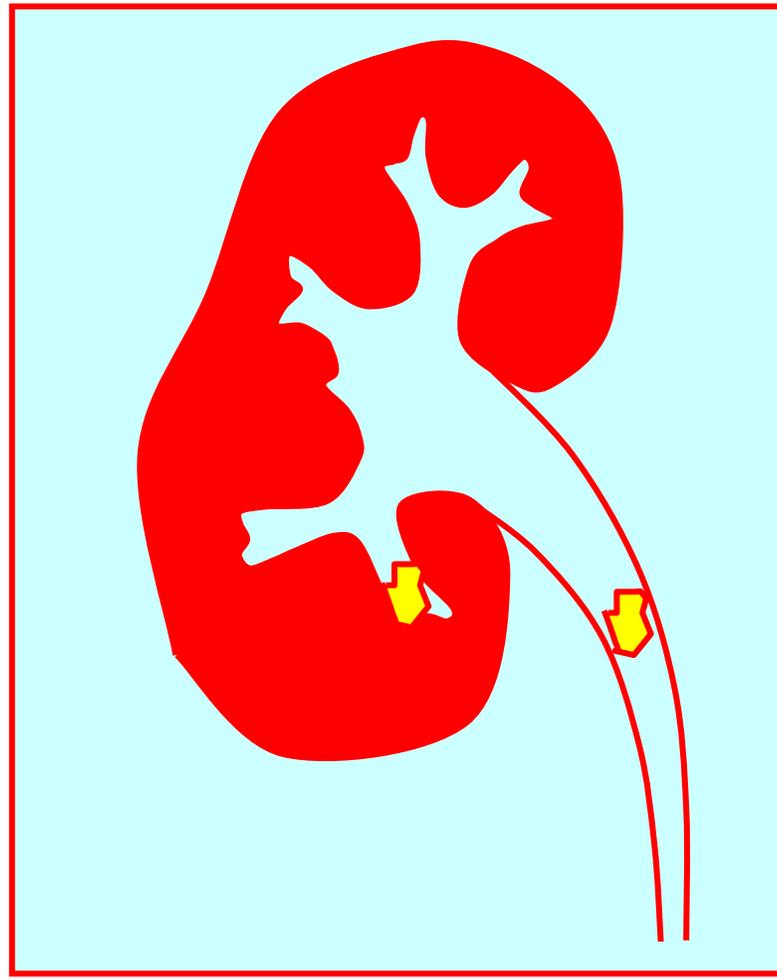
Focal waveforms in water  
(one cycle of a periodic wave)



$$\frac{\left\langle \partial Q / \partial t \right\rangle_{\text{sawtooth wave}}}{\left\langle \partial Q / \partial t \right\rangle_{\text{sine wave}}} = \frac{2}{3} \frac{\beta f_0}{\alpha \rho_0 c_0^3} \Delta p \gg 1 \text{ for large } \Delta p$$

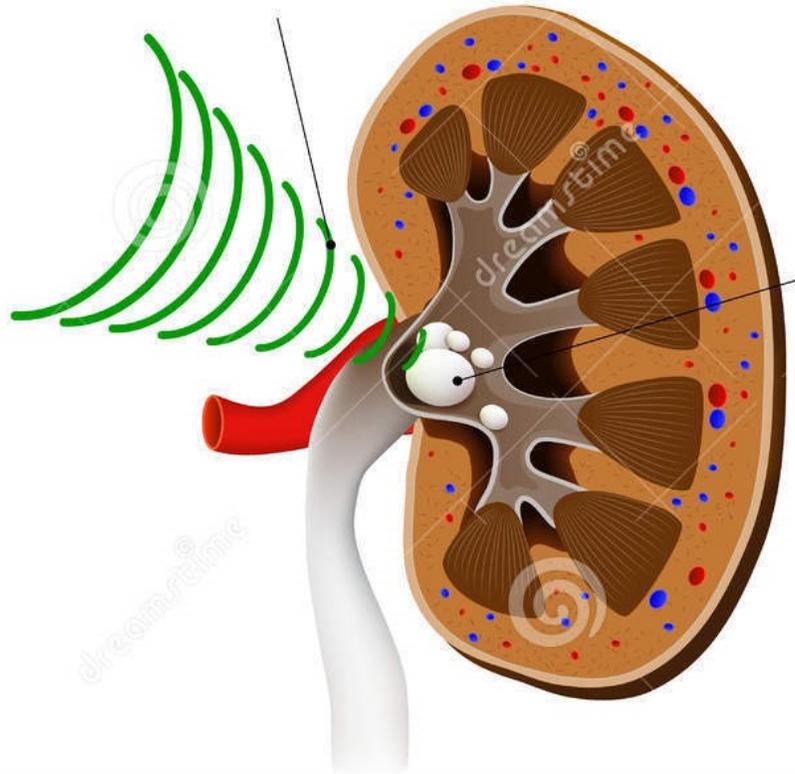
Tissue at the focus can reach 100°C in a millisecond!

# КАМНИ В ПОЧКАХ



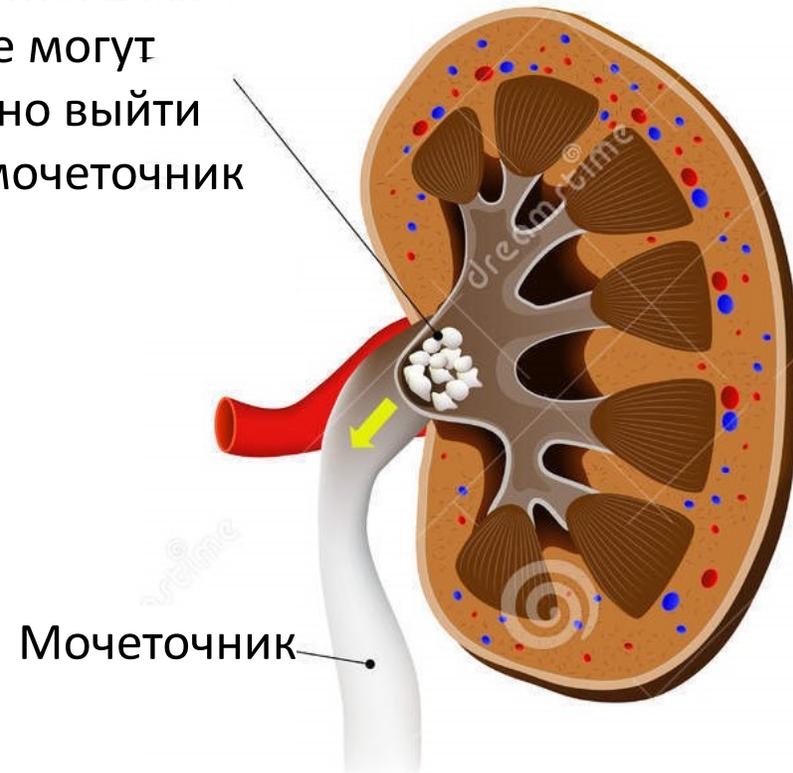
# Экстракорпоральная ударно-волновая литотрипсия

Ультразвуковые  
ударные волны



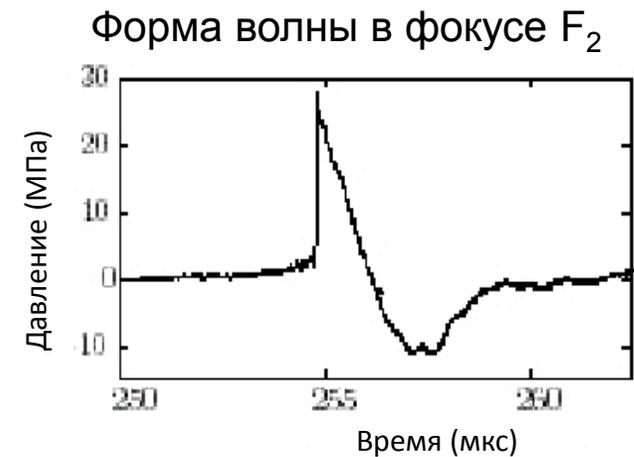
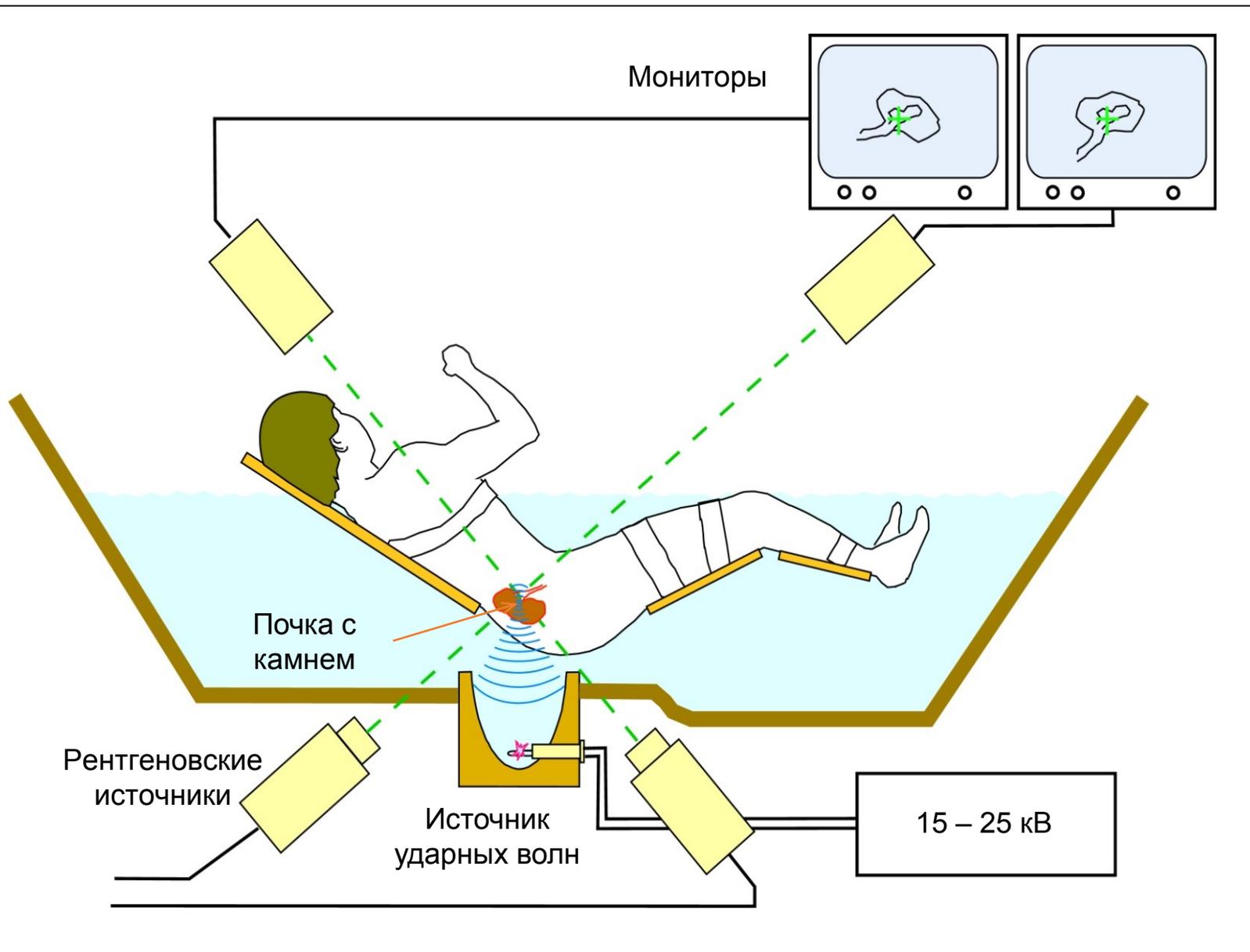
Почечный  
камень

Фрагменты 2 мм и  
меньше могут  
свободно выйти  
через мочеточник

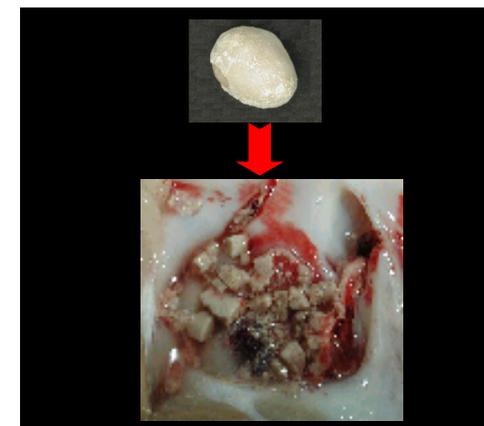


Мочеточник

# Экстракорпоральная ударно-волновая литотрипсия



Фрагментация камня



# УЛЬТРАЗВУК В ТЕРАПИИ И ХИРУРГИИ НАСТОЯЩЕГО И БЛИЖАЙШЕГО БУДУЩЕГО

