



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**

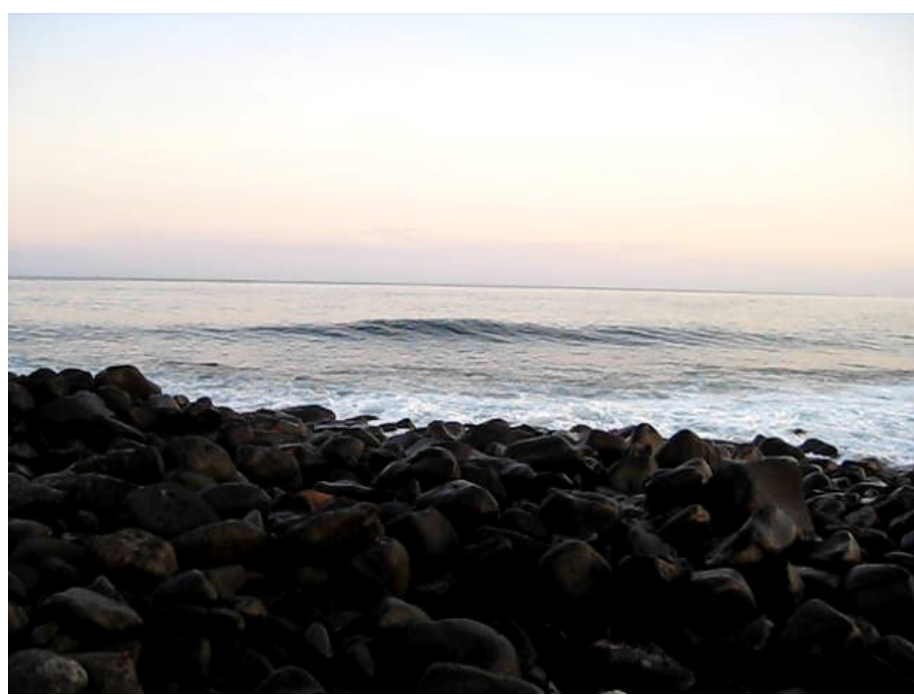
О.А. Сапожников

МГУ имени М.В. Ломоносова
Физический факультет

МОСКВА

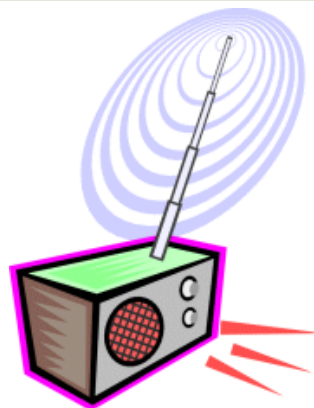


Волны на воде

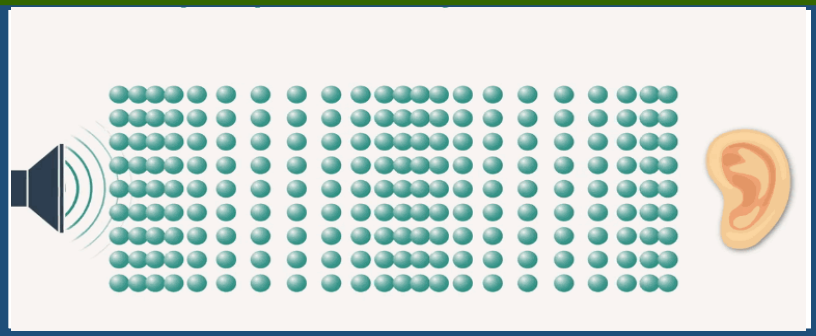


ВОЛНЫ РАЗНОЙ ПРИРОДЫ

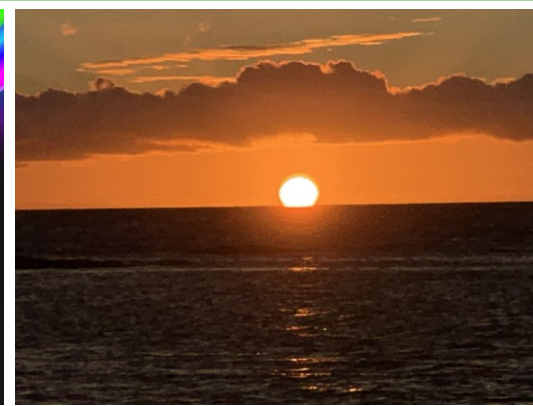
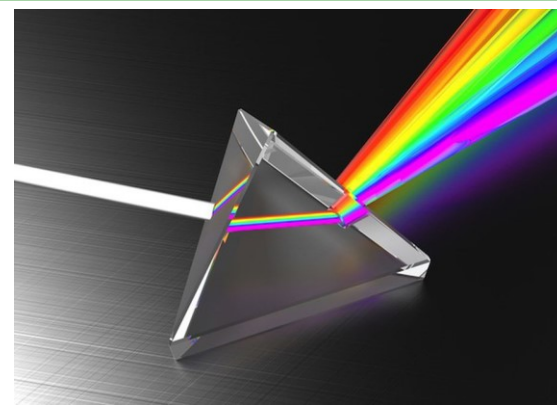
Радиоволны



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

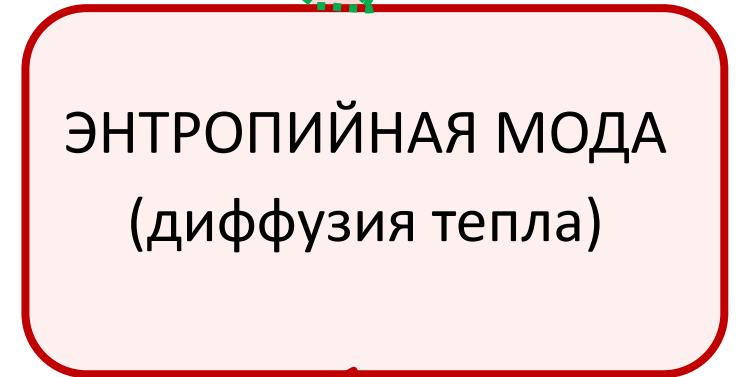
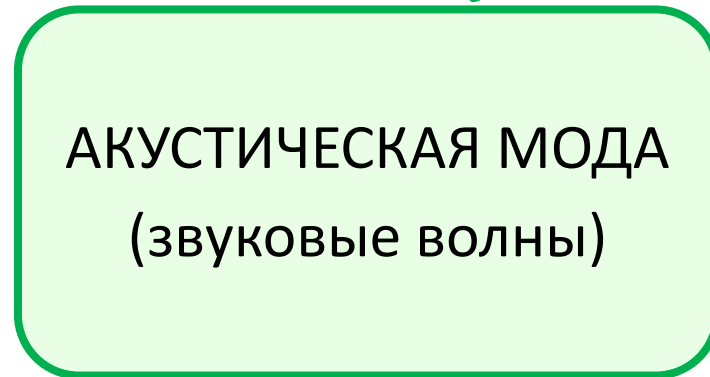
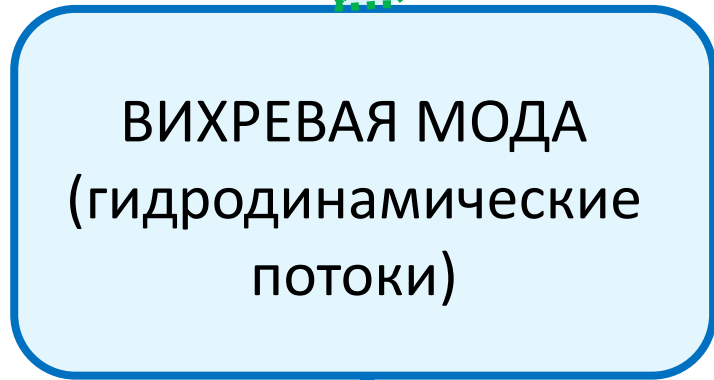
Стимуляция
биологических
процессов

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

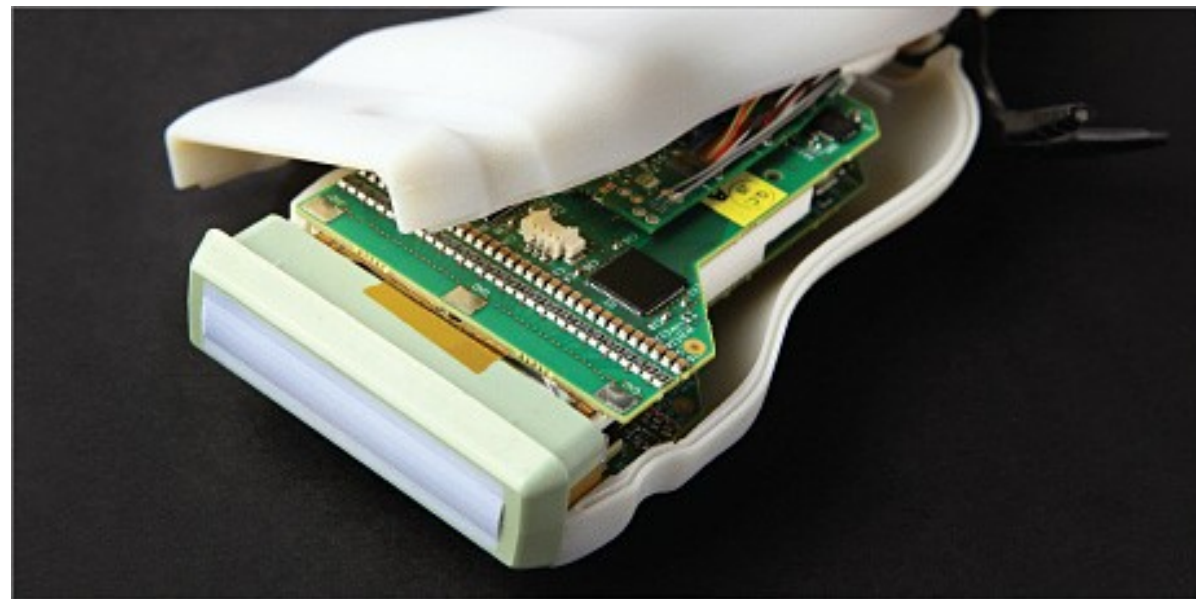
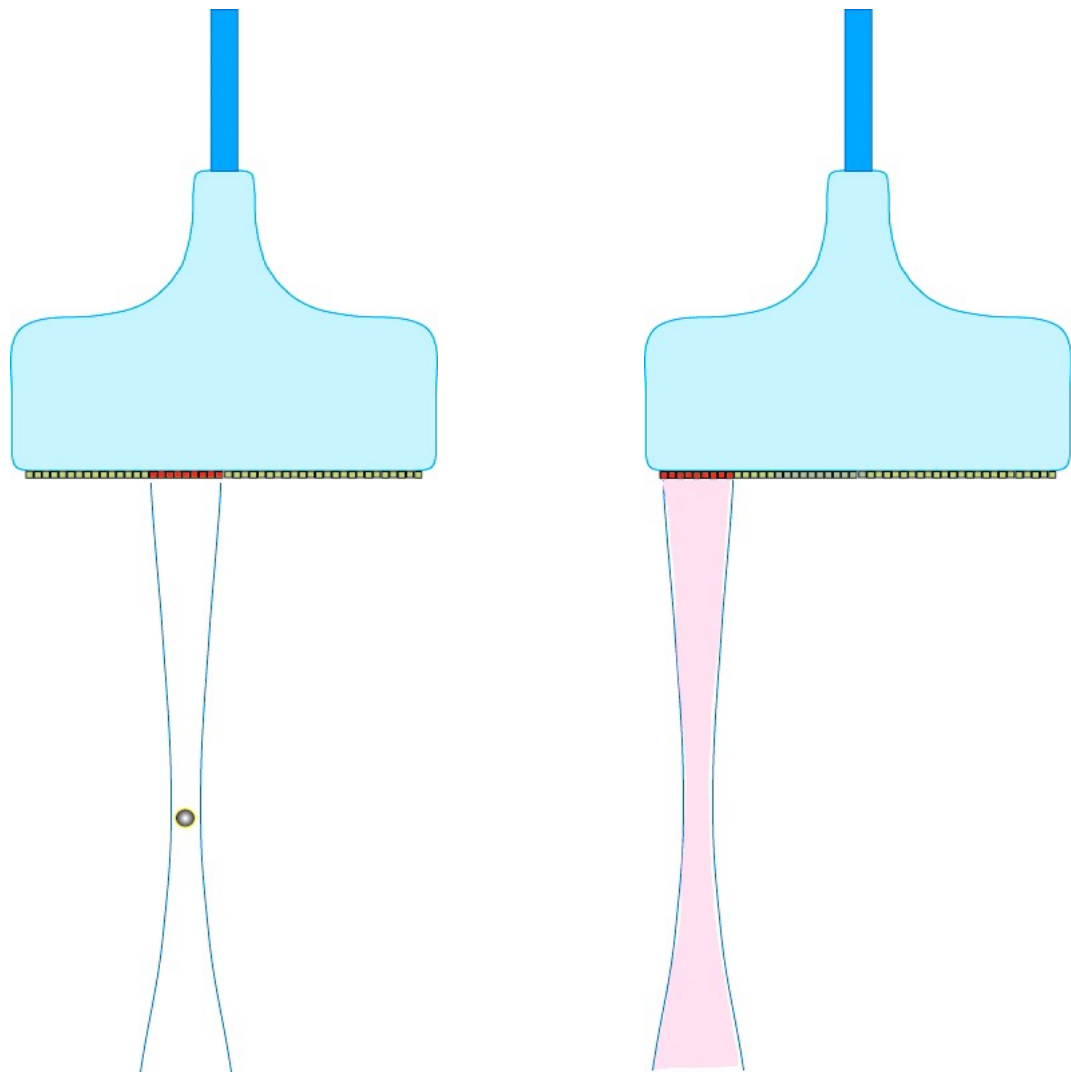
Взаимодействие
звука со звуком

Нагрев среды
акустическими
волнами

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА

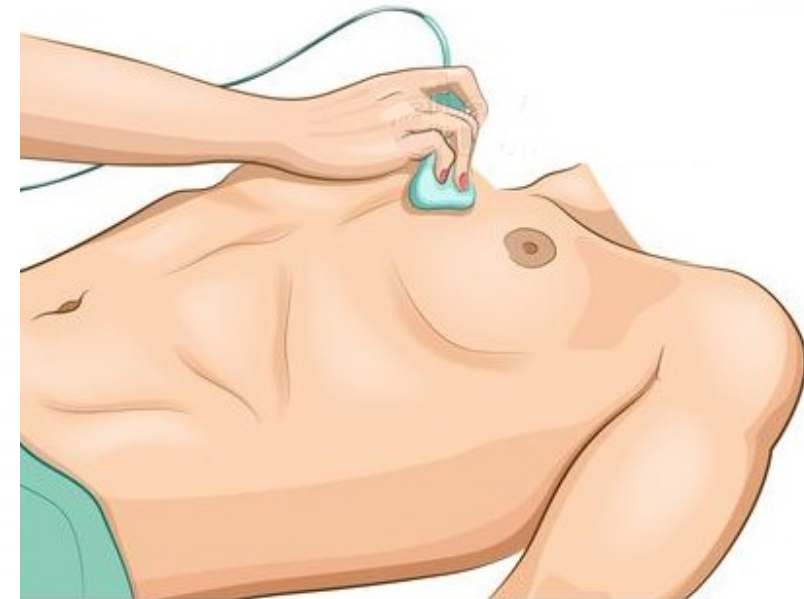


Эхо-импульсный метод ультразвуковой визуализации

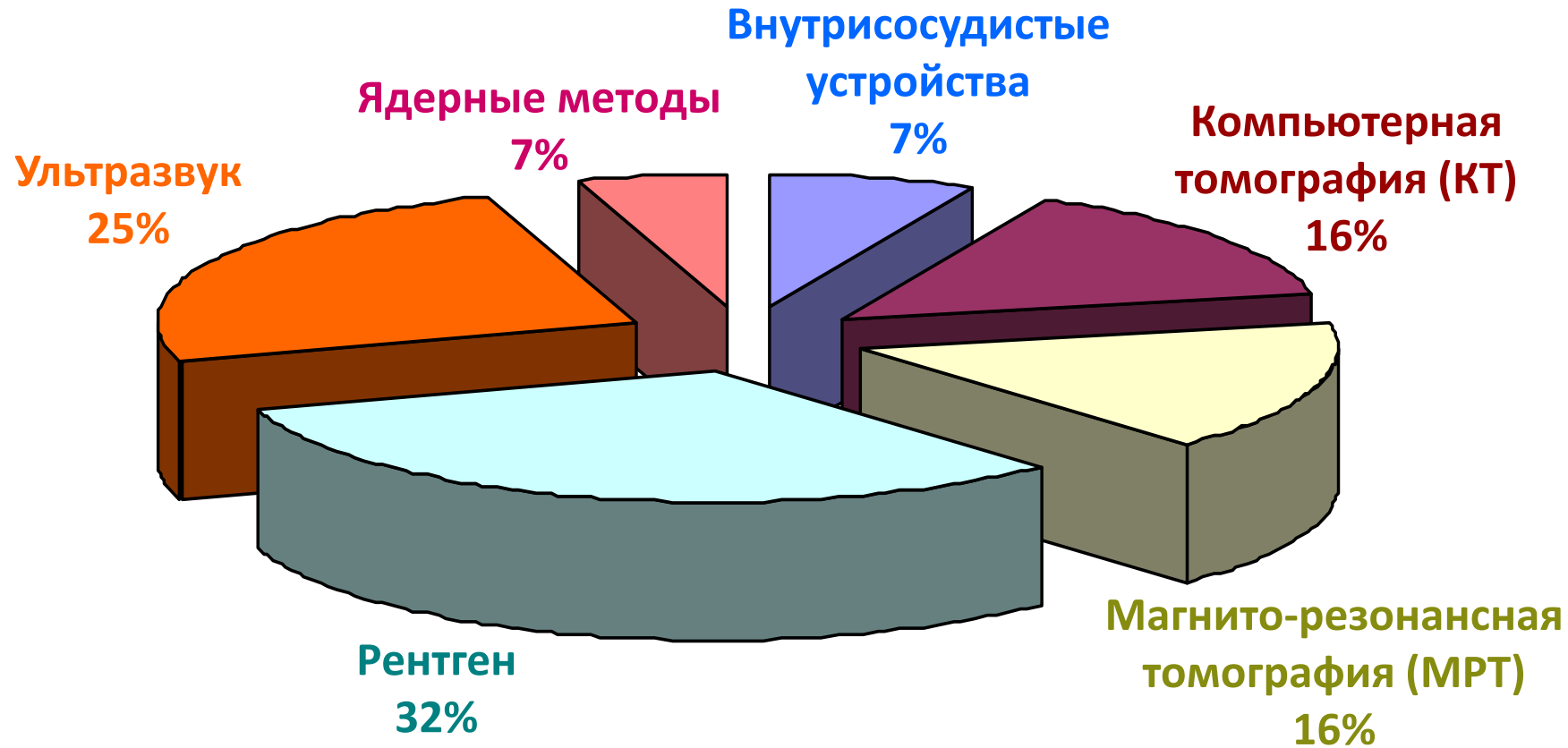


Ультразвуковое исследование (УЗИ), сонография

УЗИ – диагностический метод №1 в акушерстве и кардиологии



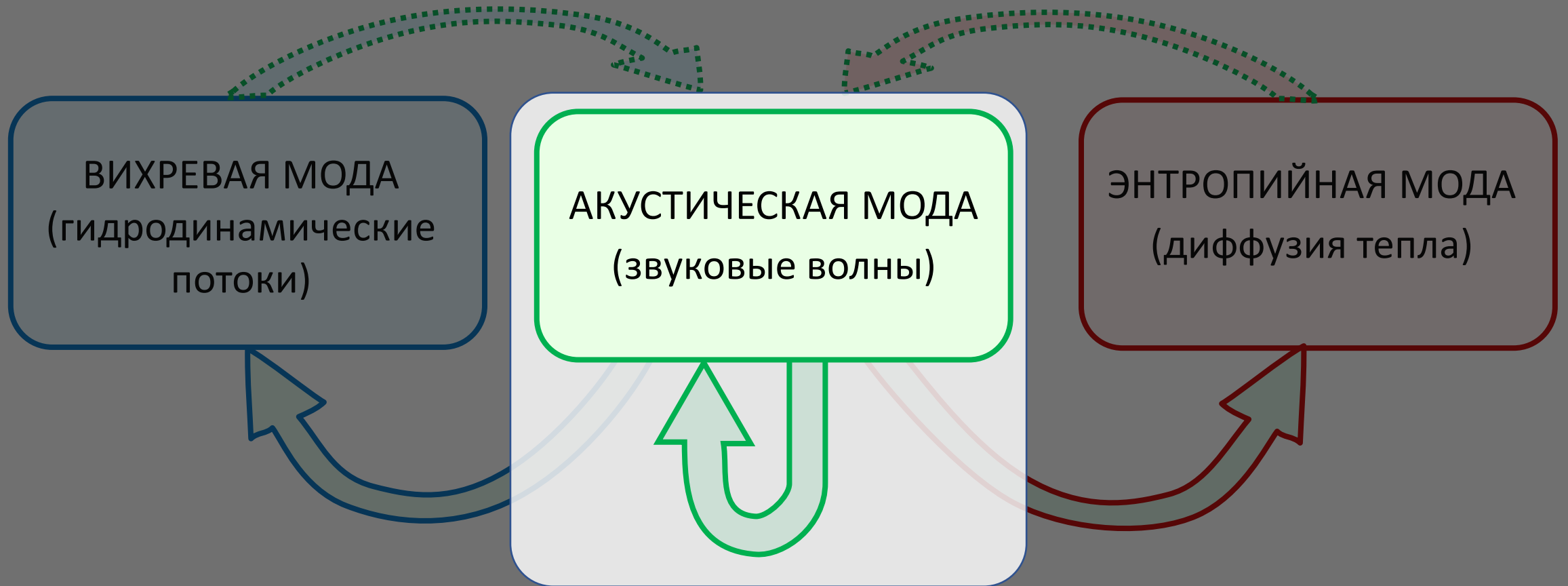
Мировой рынок медицинских диагностических систем визуализации (в 2020 г. – \$42 млрд.*)



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

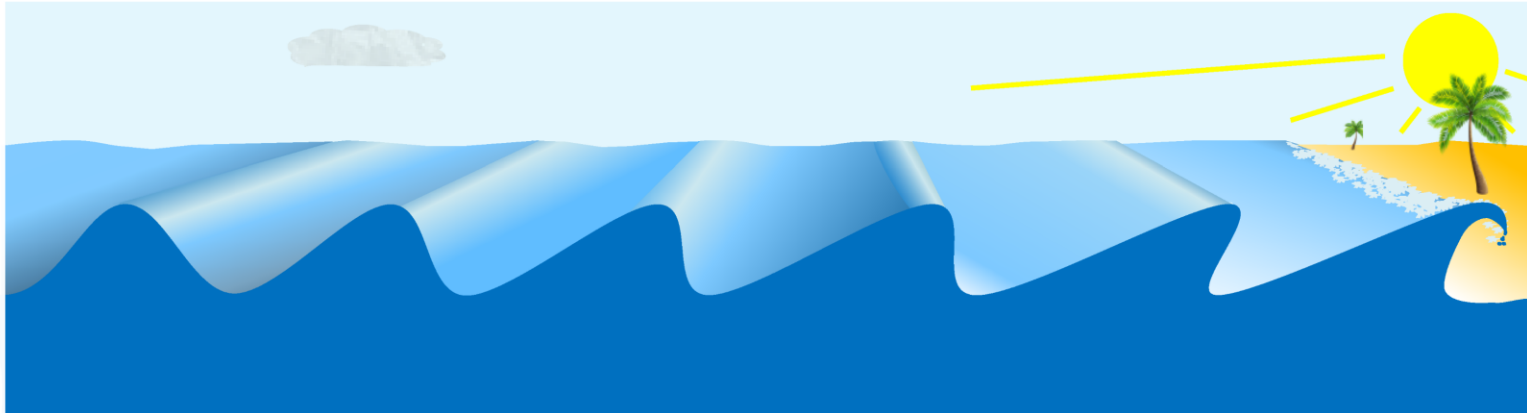
*) [Аппараты медицинской визуализации \(мировой рынок\) \(zdrav.expert \)](http://zdrav.expert)

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

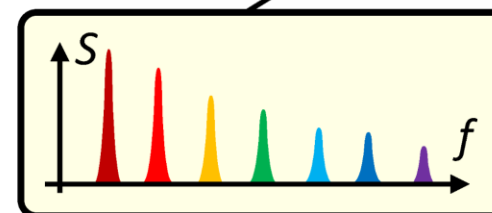
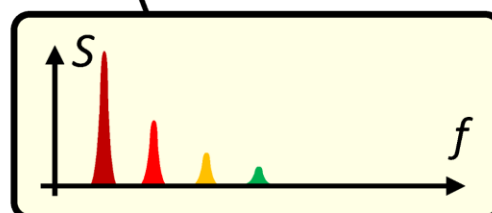
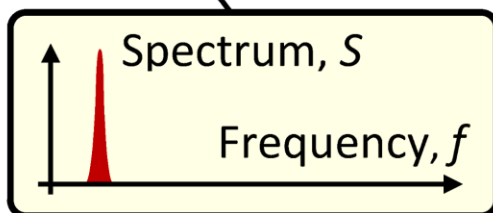
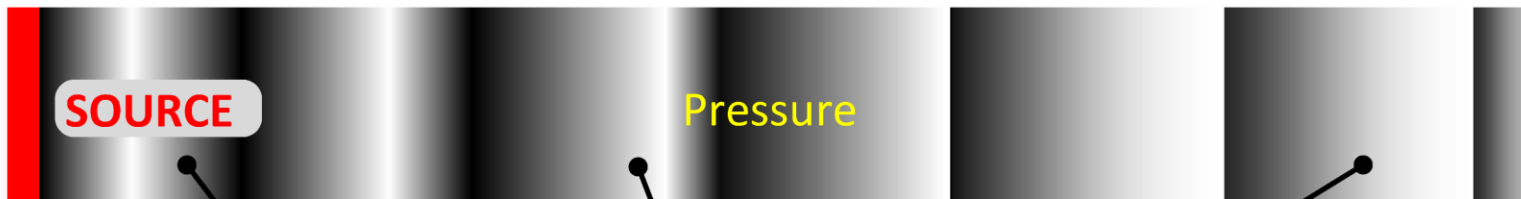
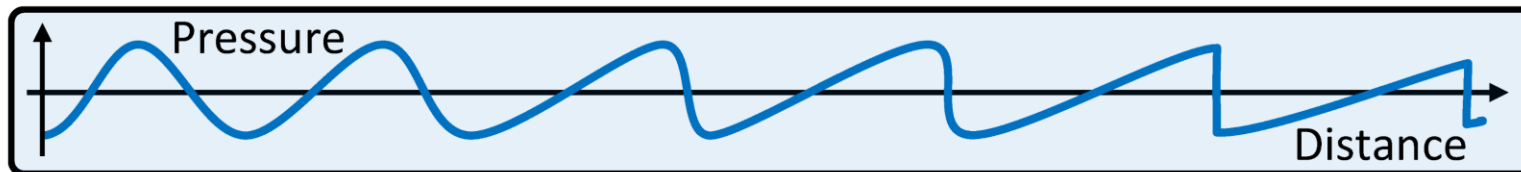


НЕЛИНЕЙНЫЕ ВОЛНЫ

ГРАВИТАЦИОННЫЕ ВОЛНЫ НА ПОВЕРХНОСТИ ВОДЫ

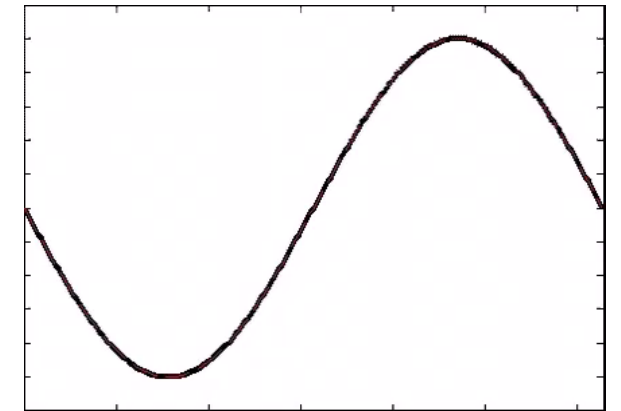


НЕЛИНЕЙНЫЕ АКУСТИЧЕСКИЕ ВОЛНЫ

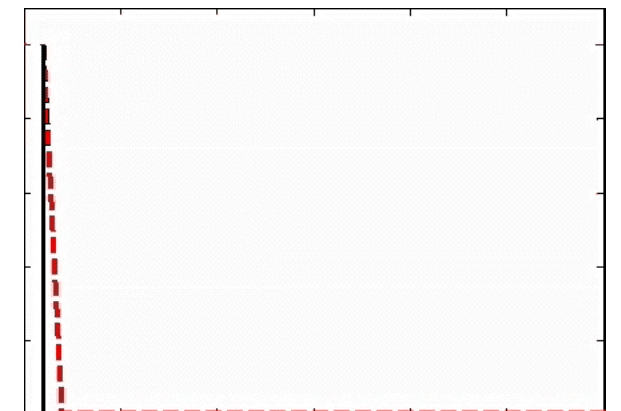


АКУСТИЧЕСКИЕ ВОЛНЫ

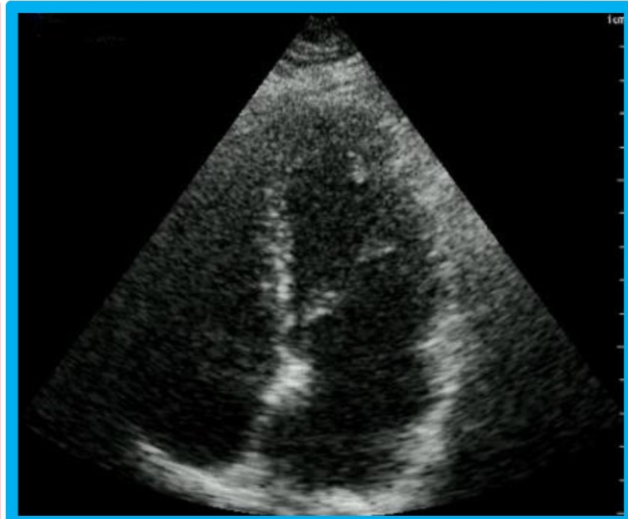
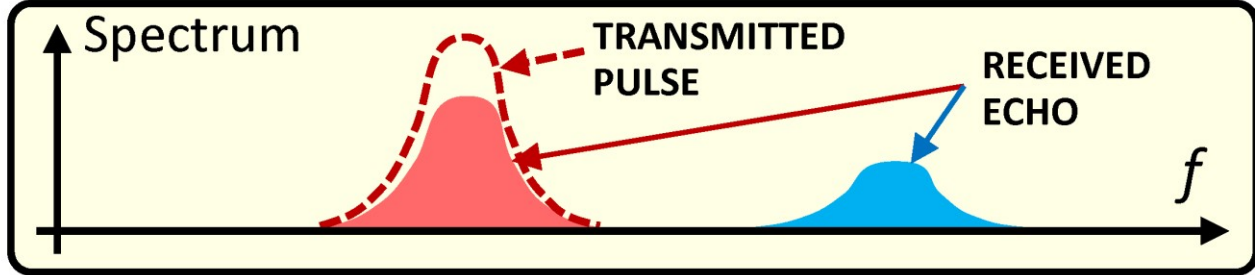
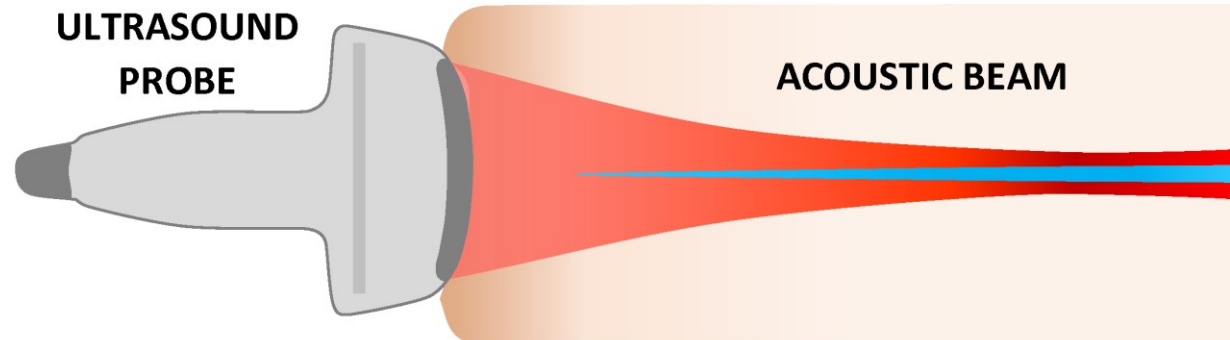
Форма волны



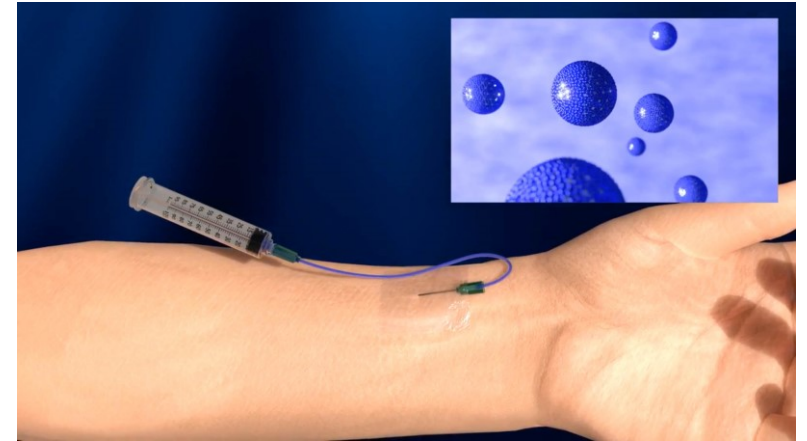
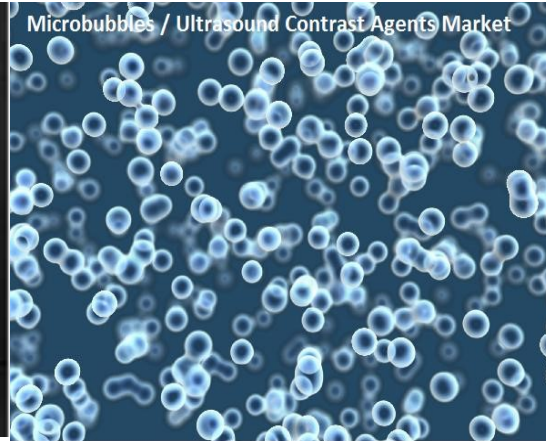
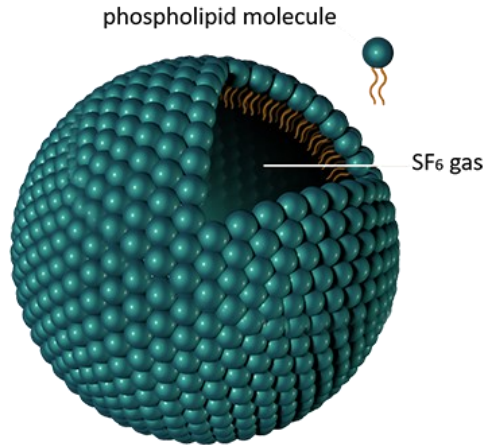
Спектр волны



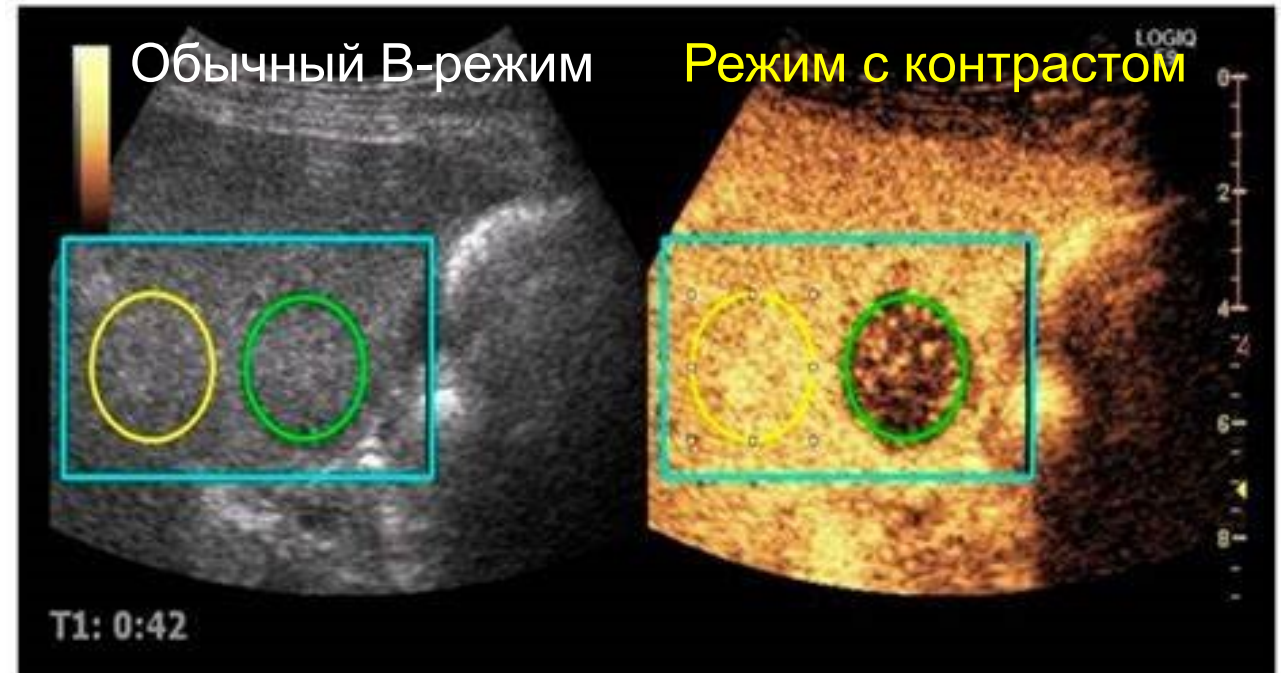
УЗИ в режиме тканевой гармоники (THI - tissue harmonic imaging)



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



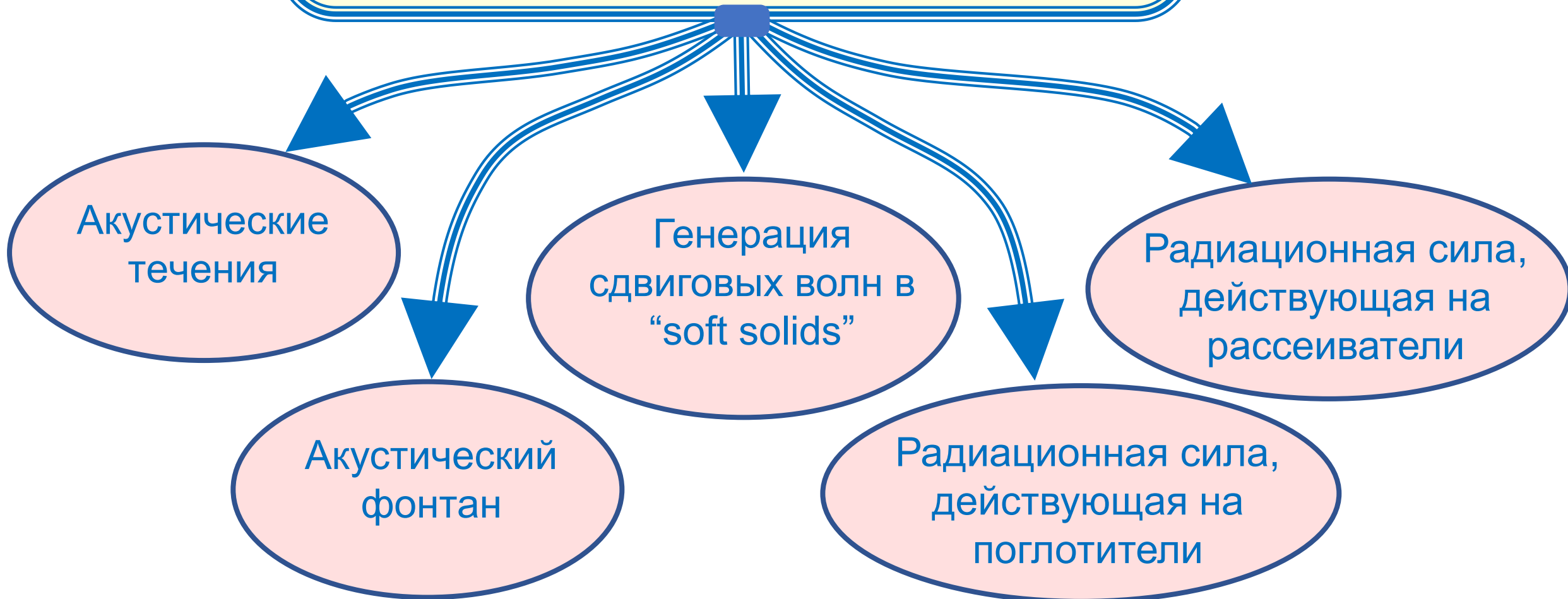
- Микропузырьки с альбуминовой или липидной оболочкой
- Диаметр от 2 до 5 мкм
- Газ с молекулами большой массы для повышения стабильности микропузырьков (например, фторид серы SF₆ – плохо растворим в воде)



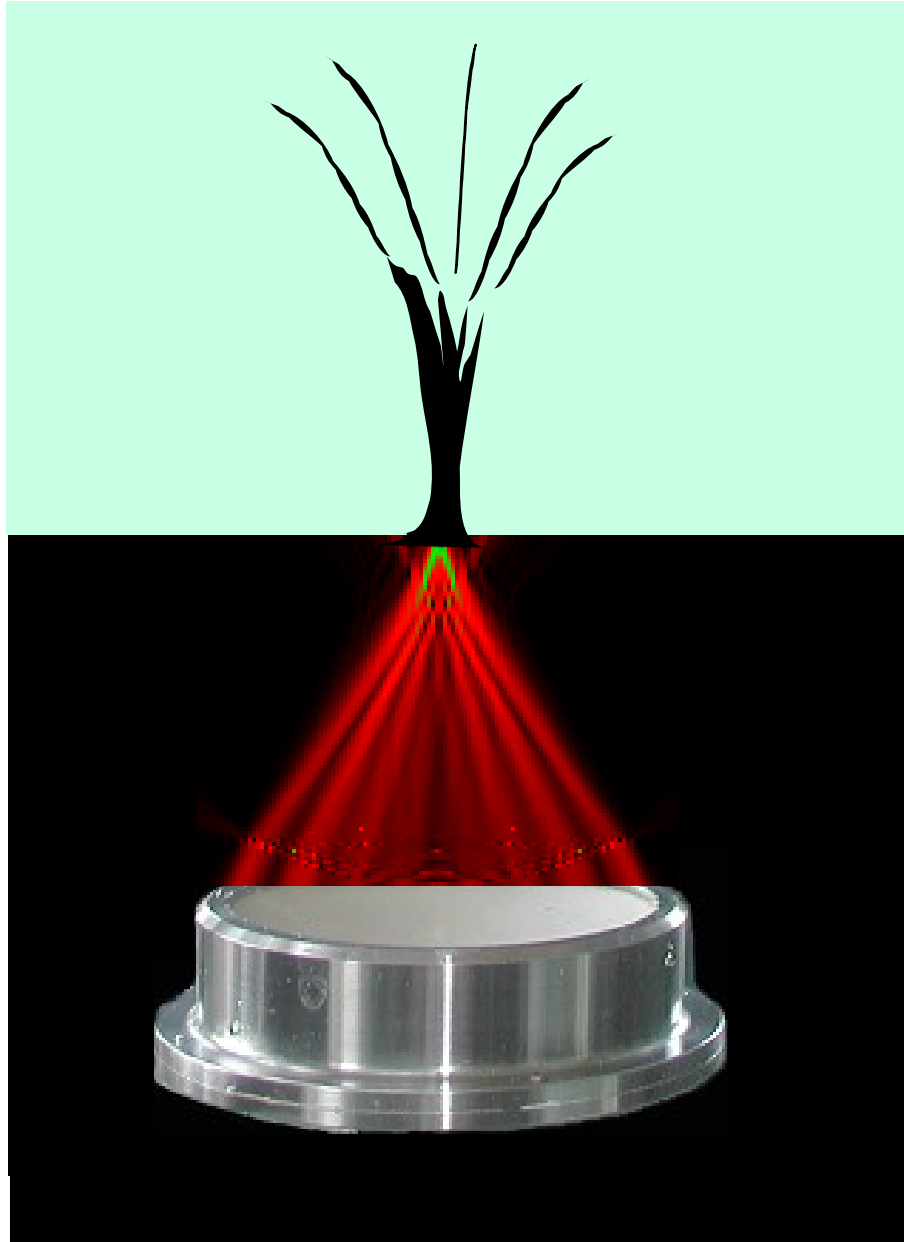
Возбуждение вихревой моды акустической модой (передача количества движения от звука среде)



НЕЛИНЕЙНЫЕ АКУСТИЧЕСКИЕ
ЯВЛЕНИЯ, СВЯЗАННЫЕ С ПЕРЕДАЧЕЙ
ИМПУЛЬСА ВОЛНЫ



АКУСТИЧЕСКИЙ ФОНТАН



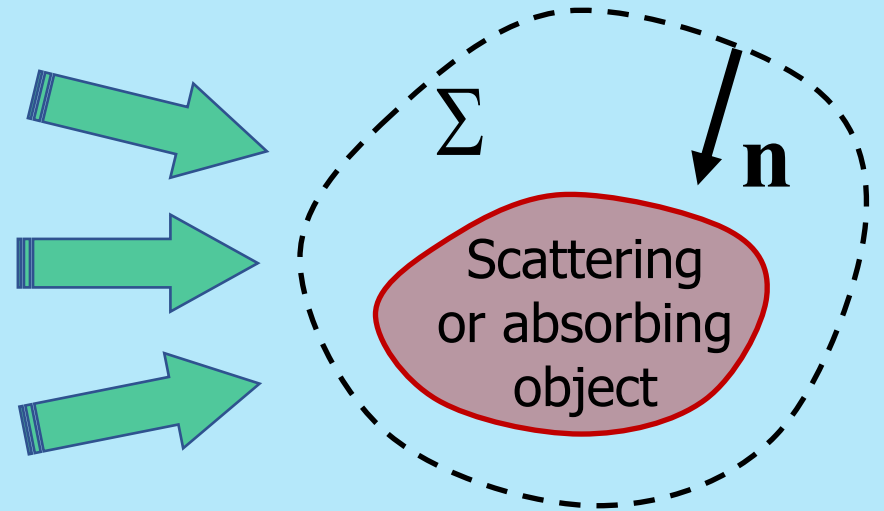
Акустическая радиационная сила, действующая на рассеиватели и поглотители

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

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

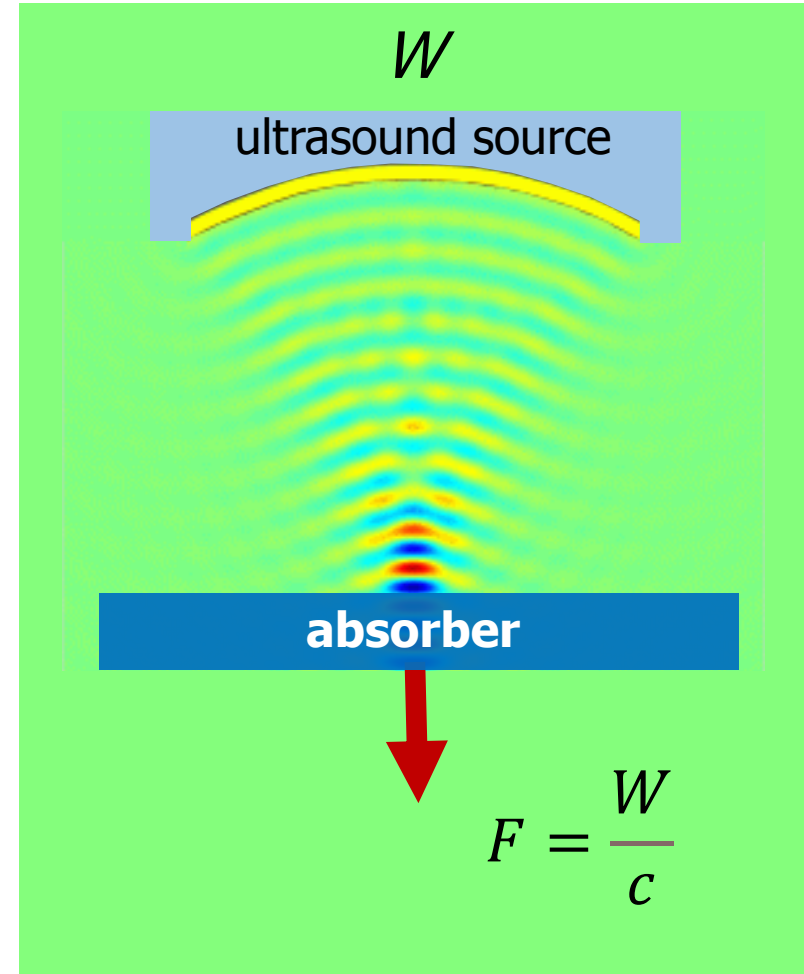
W - total acoustic power

Interpretation in terms of phonon energy and momentum

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

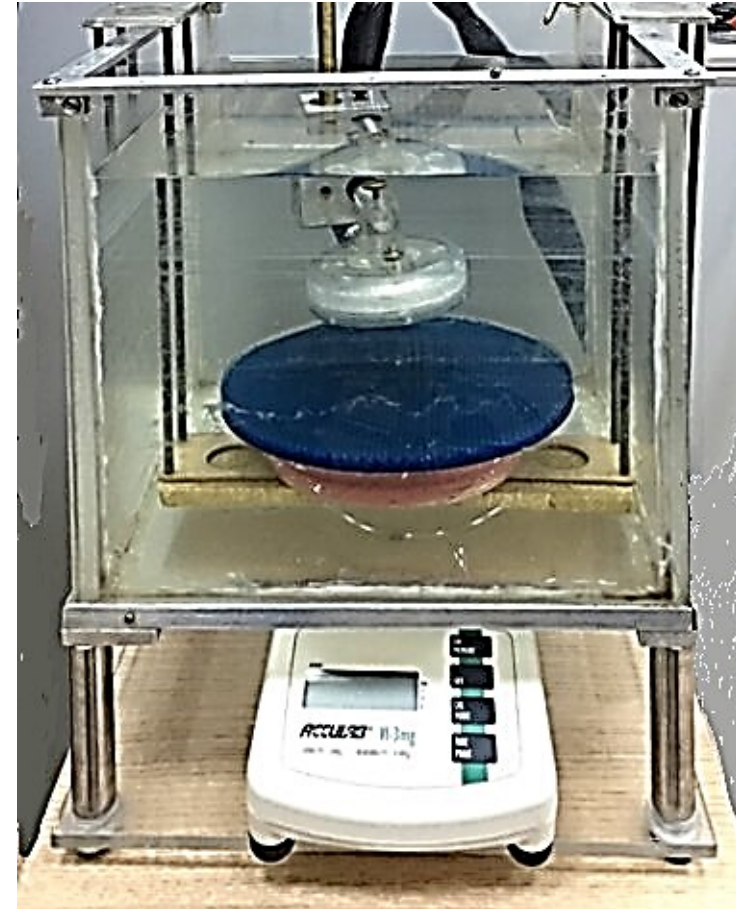
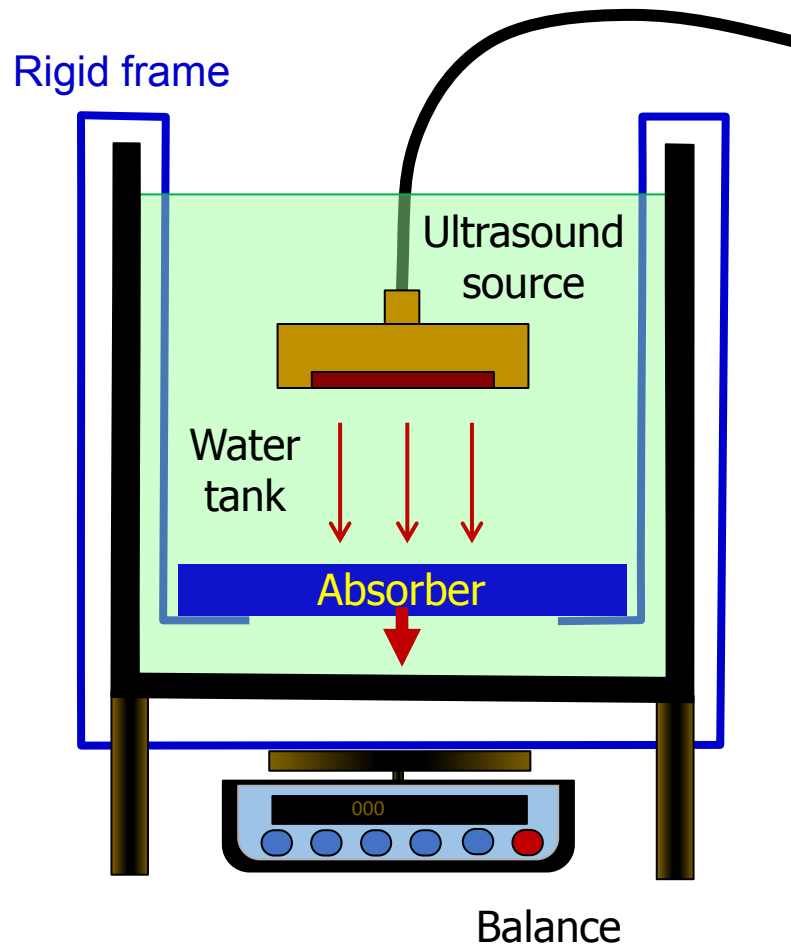
Energy: $\Delta E = \hbar \omega$

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



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)

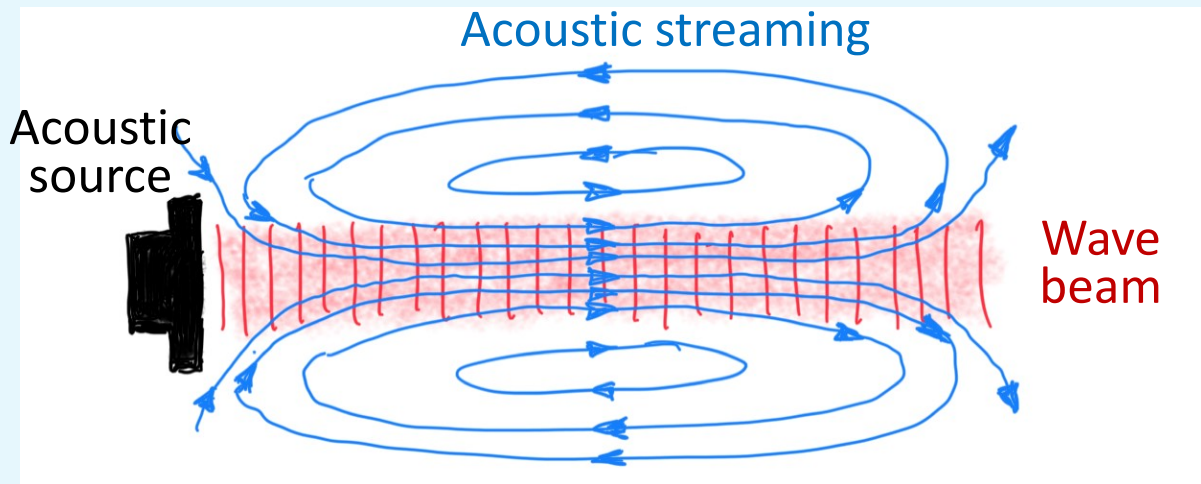


IEC STANDARD: IEC61161:2006, Ed.2. Ultrasonics – Power measurement – Radiation force balances and performance requirements, International Electrotechnical Commission, Geneva, 2006.

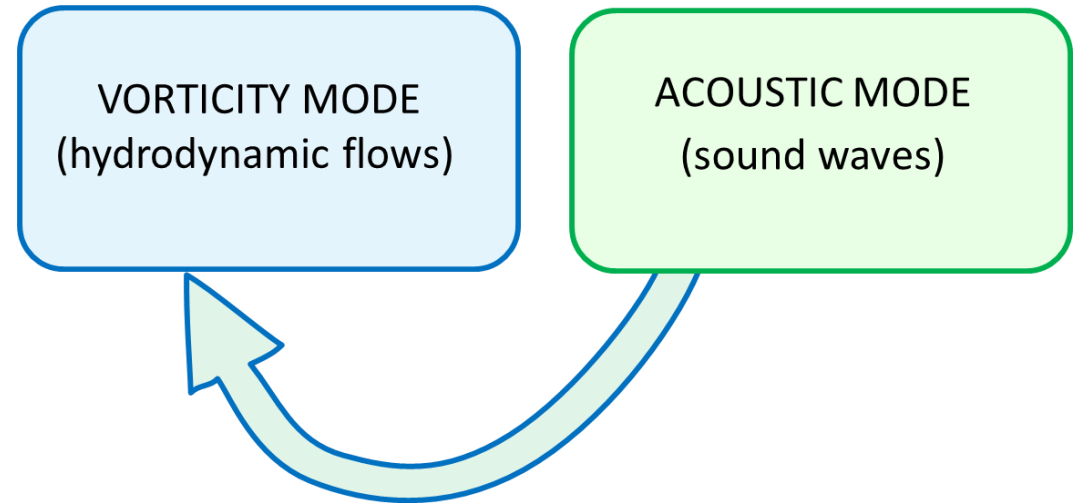
ACOUSTIC STREAMING

ECKART STREAMING

Caused by sound absorption during propagation in bulk flow



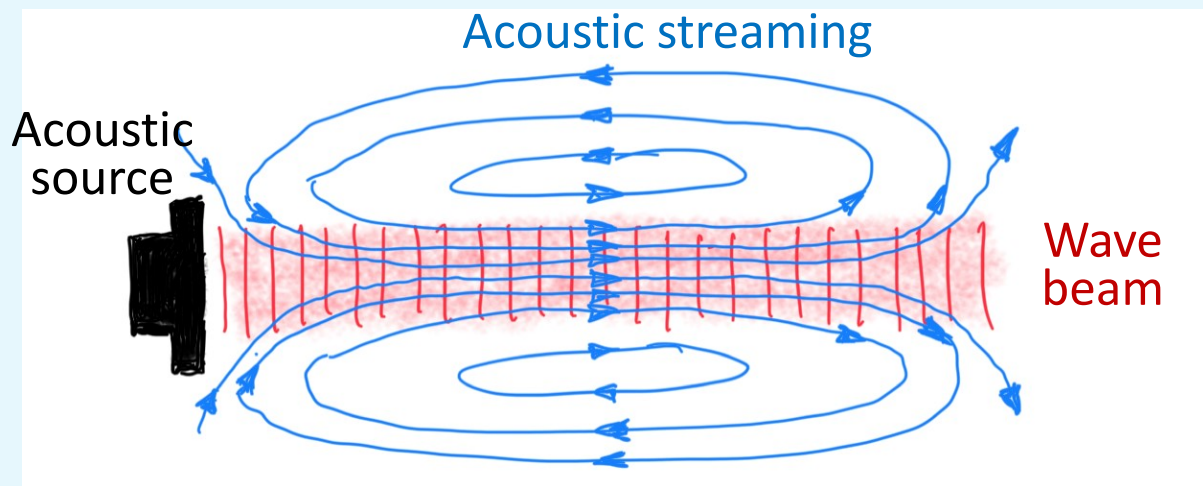
RAYLEIGH STREAMING - Caused by sound absorption near a boundary, either when sound reaches a boundary, or when a boundary is vibrating in a still medium.



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,

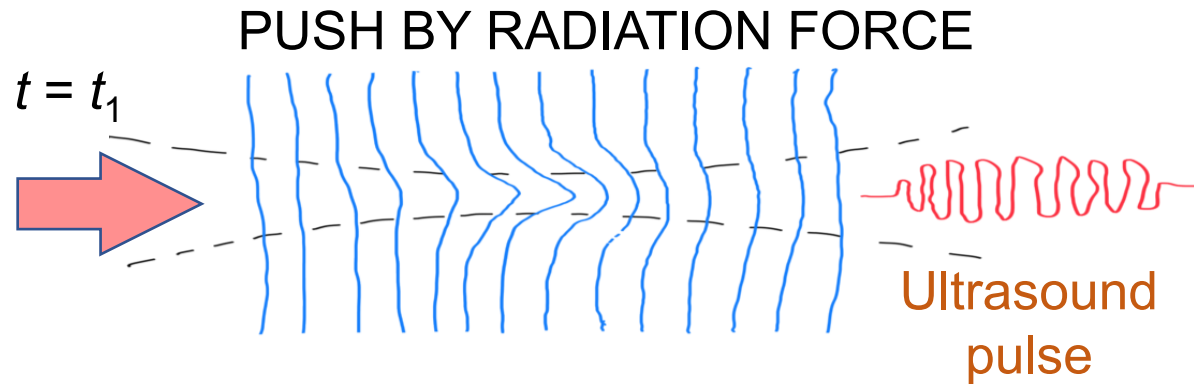
$\langle \dots \rangle$ – averaging over the wave period.

For a harmonic wave of arbitrary spatial structure:

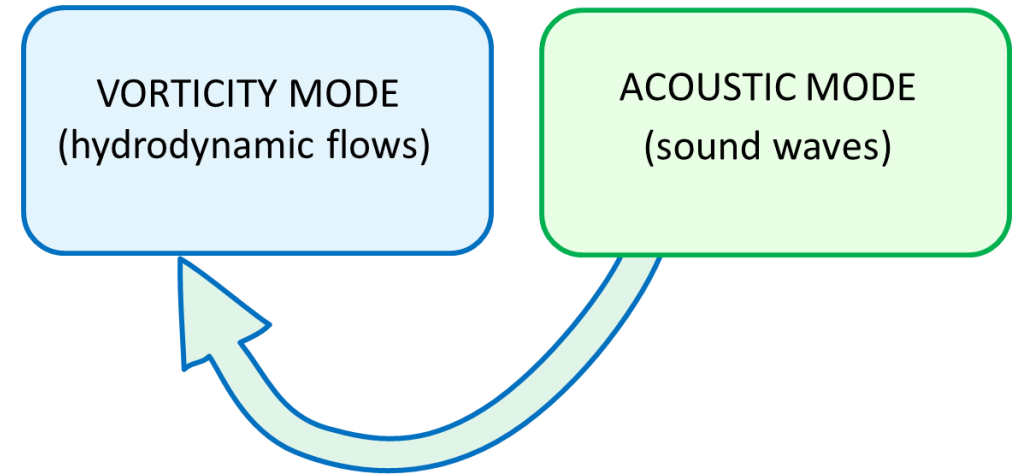
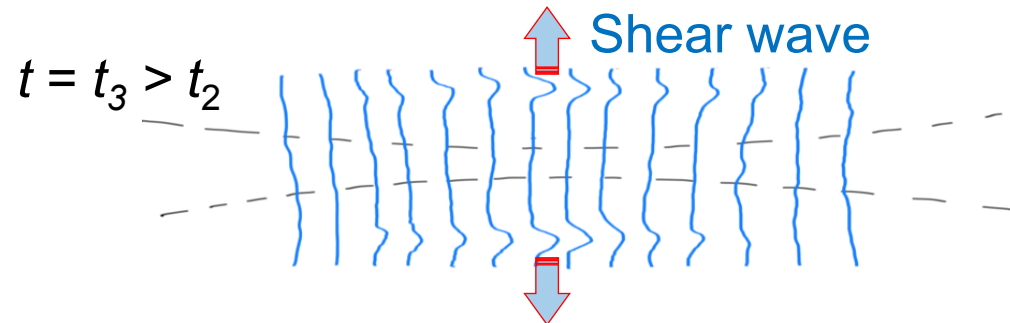
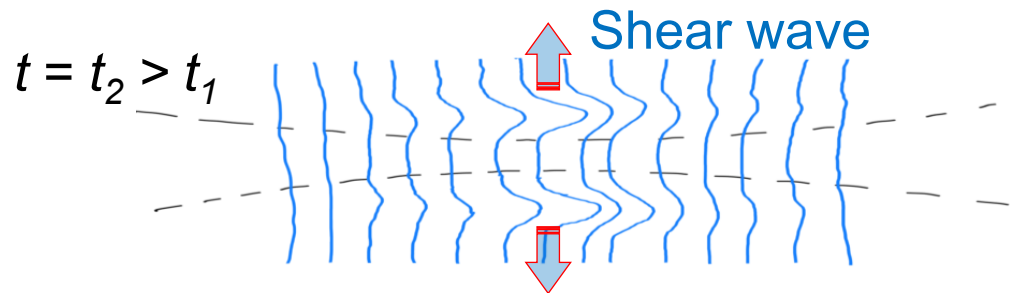
$$\mathbf{f} = \frac{2\alpha}{c_0} \mathbf{I}$$

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

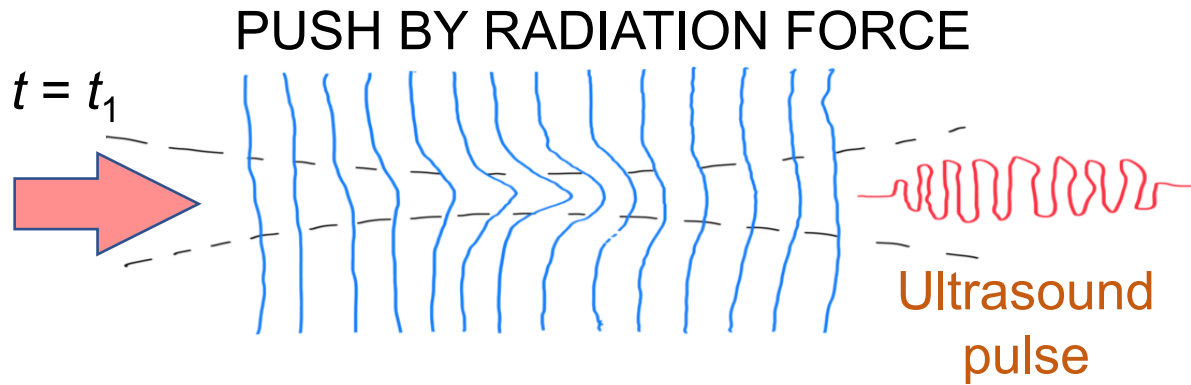
Генерация сдвиговых волн в «мягких твёрдых» средах



RELAXATION IN THE FORM OF AN OUTGOING SHEAR WAVE



Генерация сдвиговых волн в «мягких твёрдых» средах

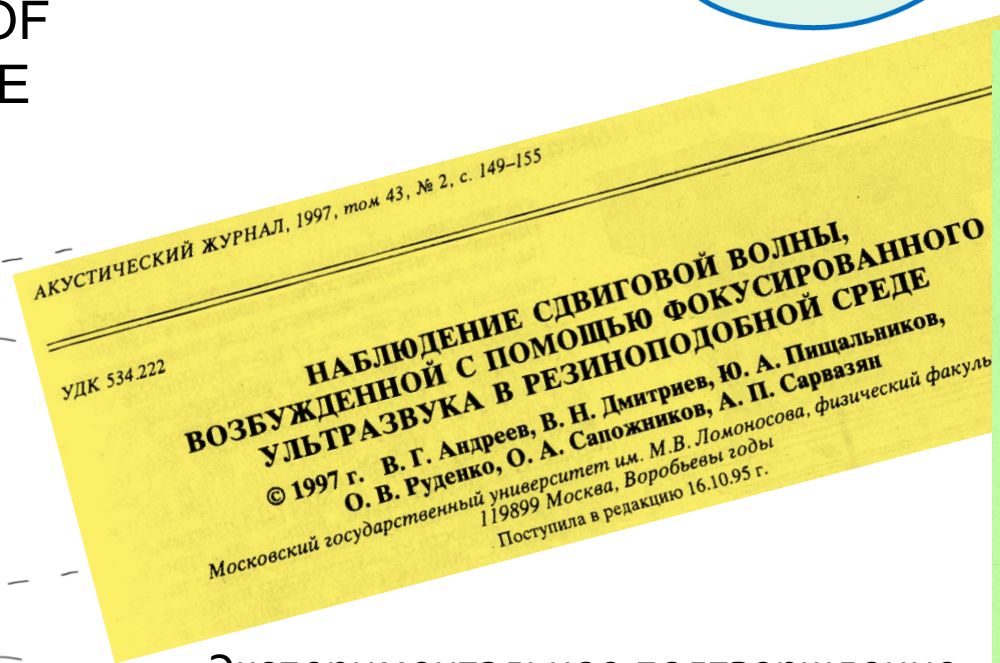
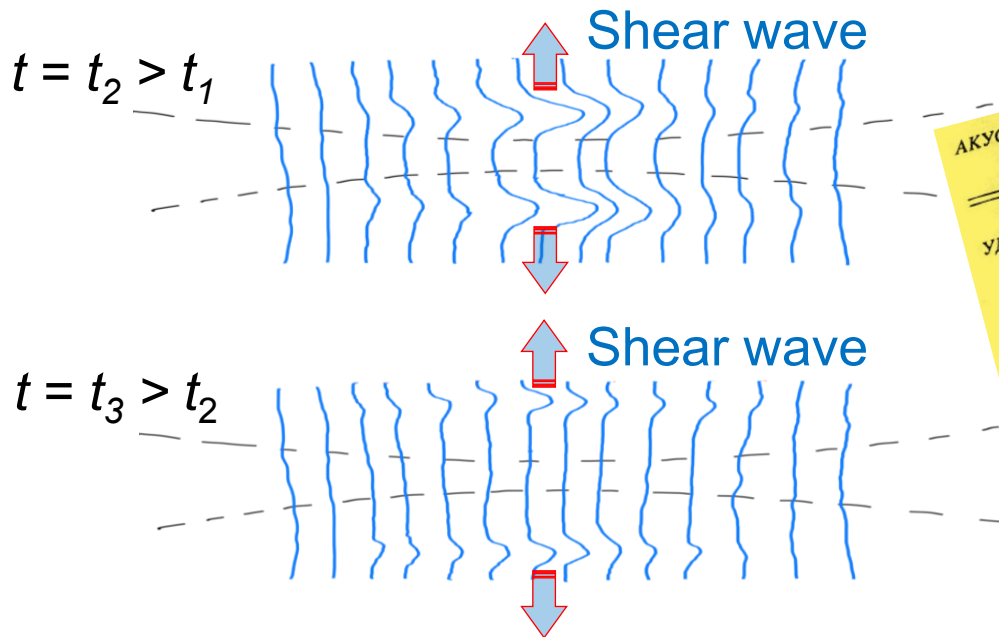


VORTICITY MODE
(hydrodynamic flows)

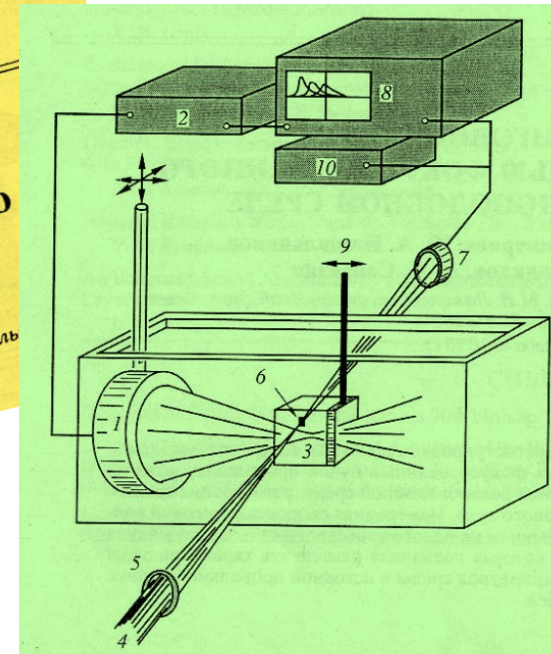
ACOUSTIC MODE
(sound waves)

А.П. Сарвазян,
О.В. Руденко

RELAXATION IN THE FORM OF
AN OUTGOING SHEAR WAVE

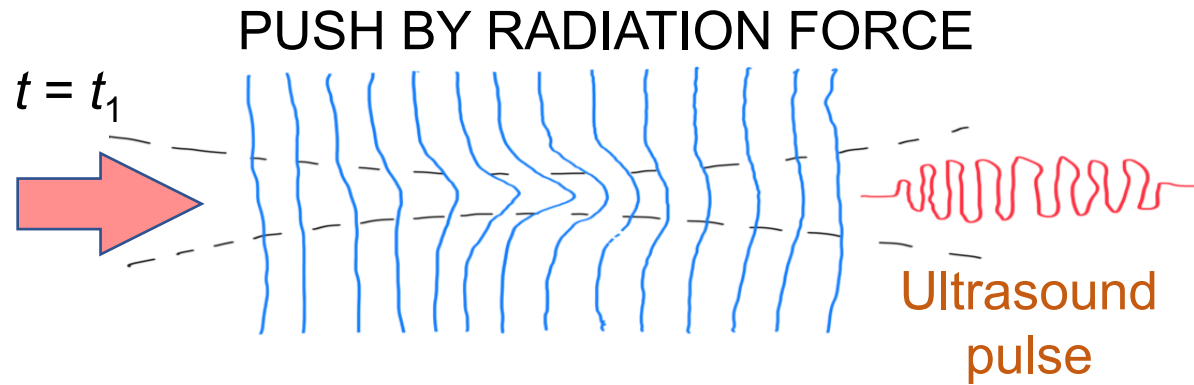


Экспериментальное подтверждение
эффекта – Акуст.ж., 1997

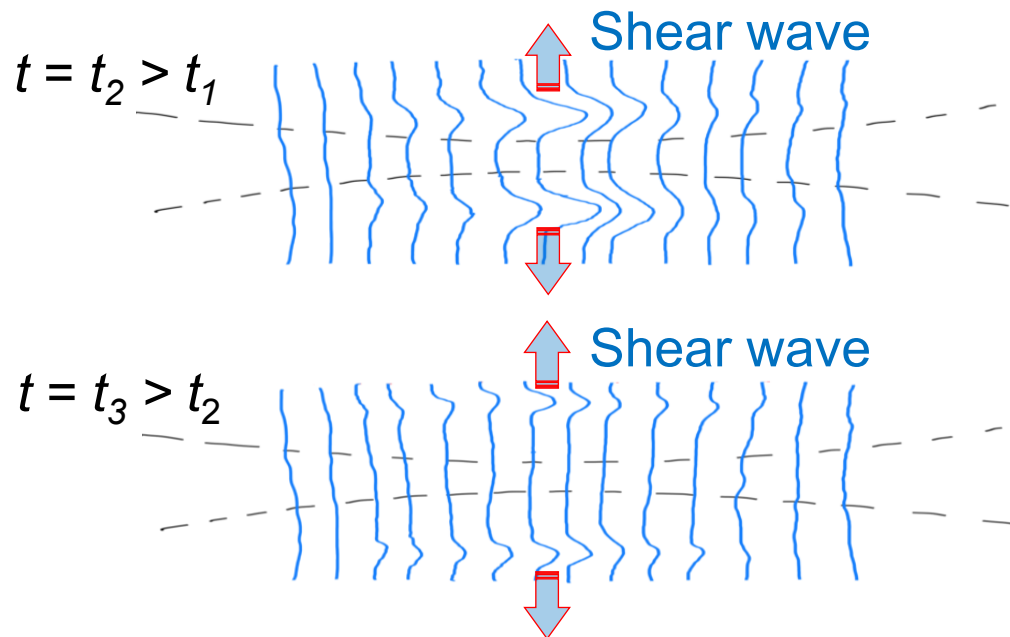


Генерация сдвиговых волн в «мягких твёрдых» средах

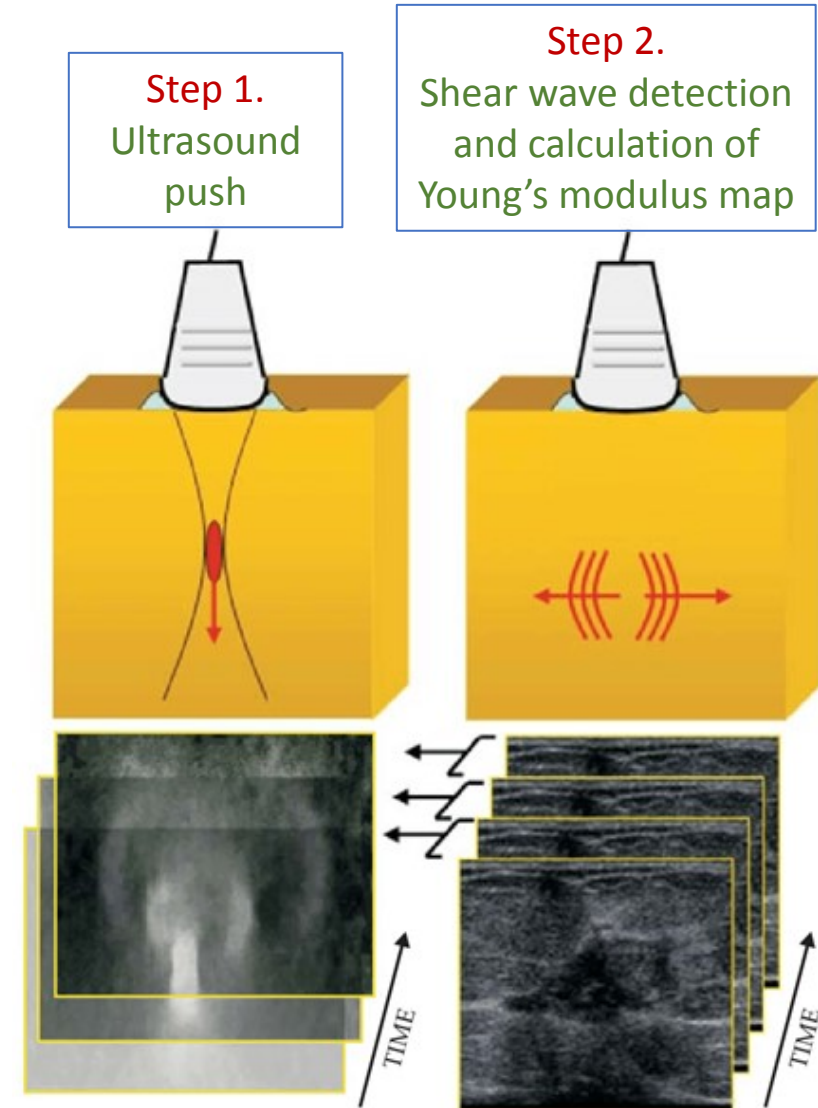
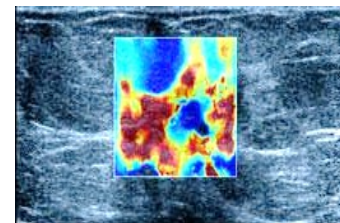
Shear wave elastography



RELAXATION IN THE FORM OF AN OUTGOING SHEAR WAVE



«Aixplorer»
Supersonic
Imagine



УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ТЕРАПИЯ



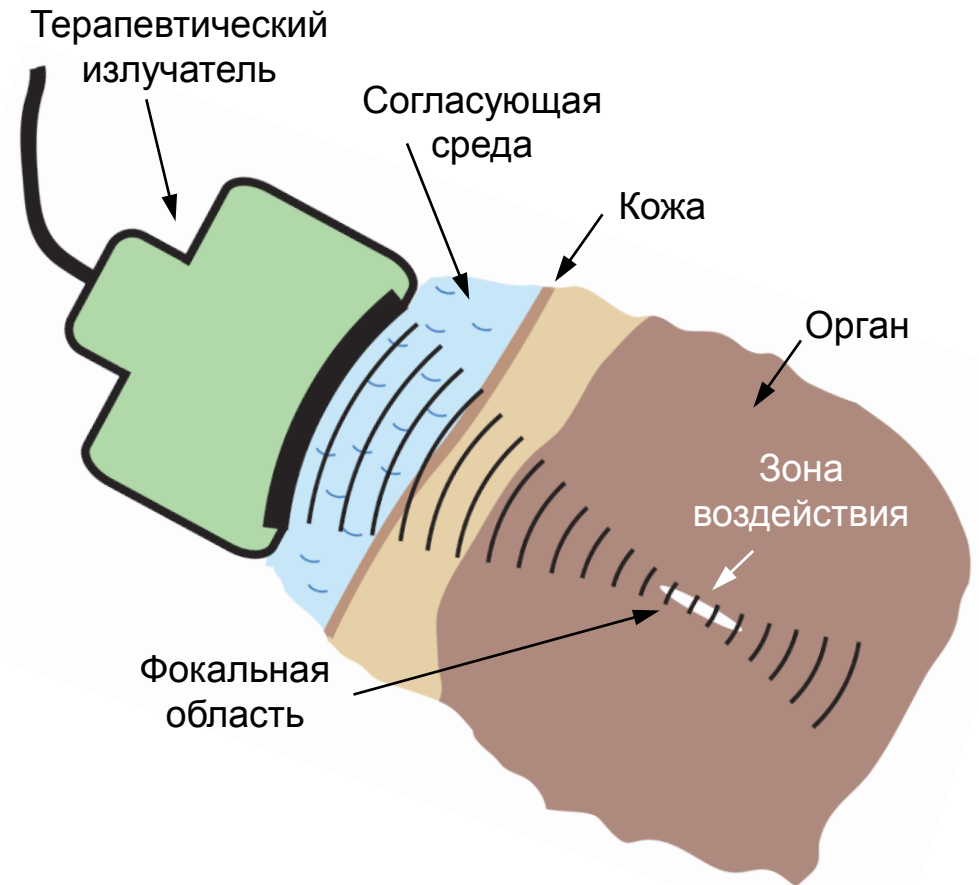
Ультразвуковая терапия с использованием высокоинтенсивного фокусированного ультразвука (**high-intensity focused ultrasound – HIFU**)



Основные эффекты в биоткани

Термические: нагрев ткани, вызванный поглощением ультразвуковой энергии

Механические: кавитация, сдвиговые напряжения

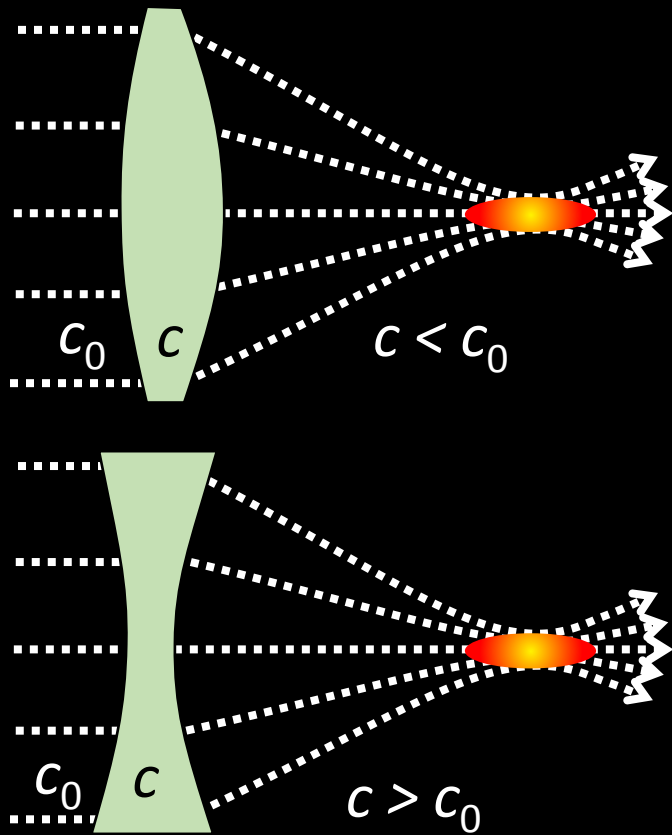


Эффекты распространения

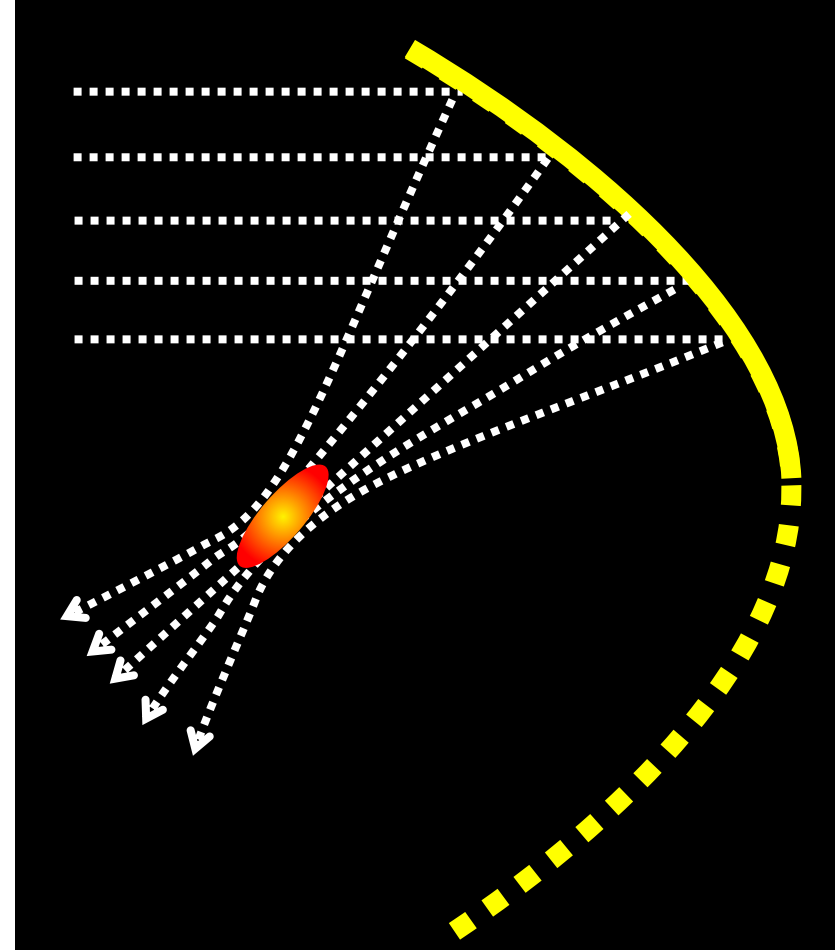
Отражение, рефракция, абберации, рассеяние, поглощение, дифракция, фокусировка, нелинейные эффекты

Оптические способы фокусировки в акустике

Фокусировка линзами

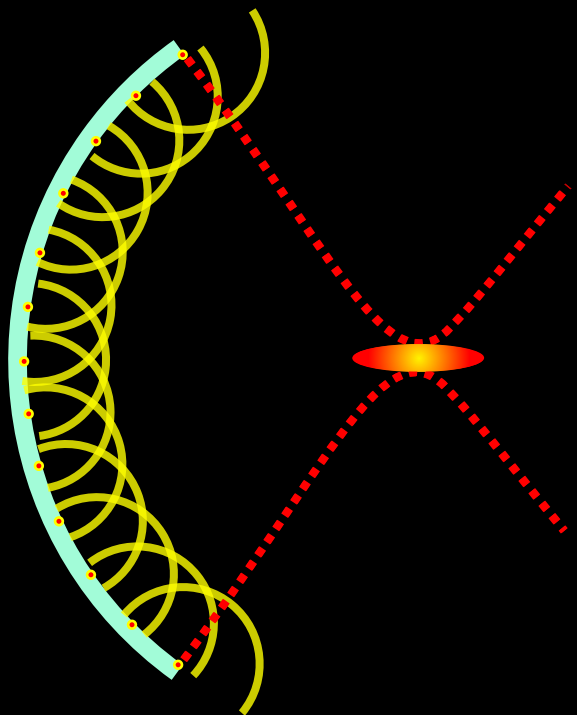


Фокусировка зеркалами

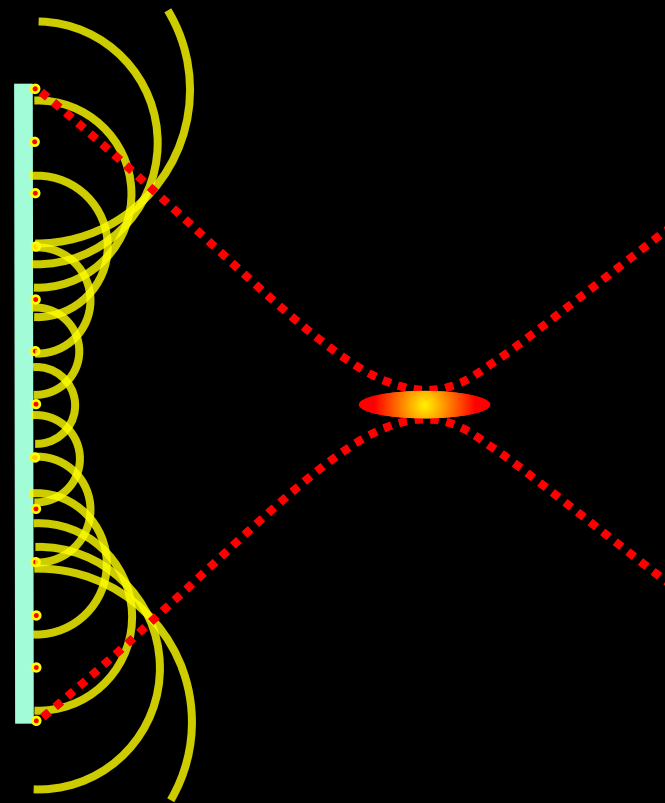


«Неоптические» способы фокусировки в акустике

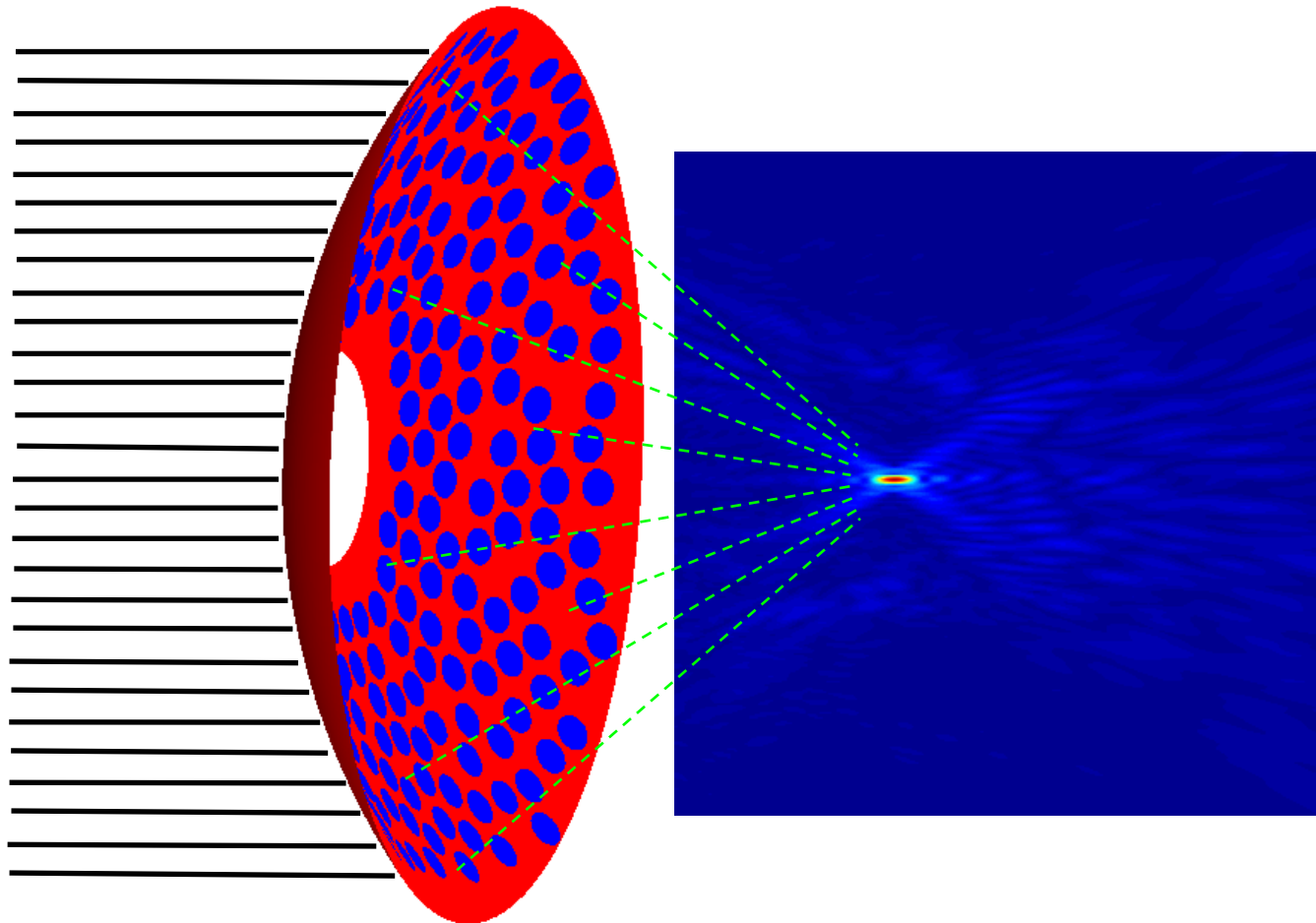
Геометрическая фокусировка
(сферически вогнутый
источник)



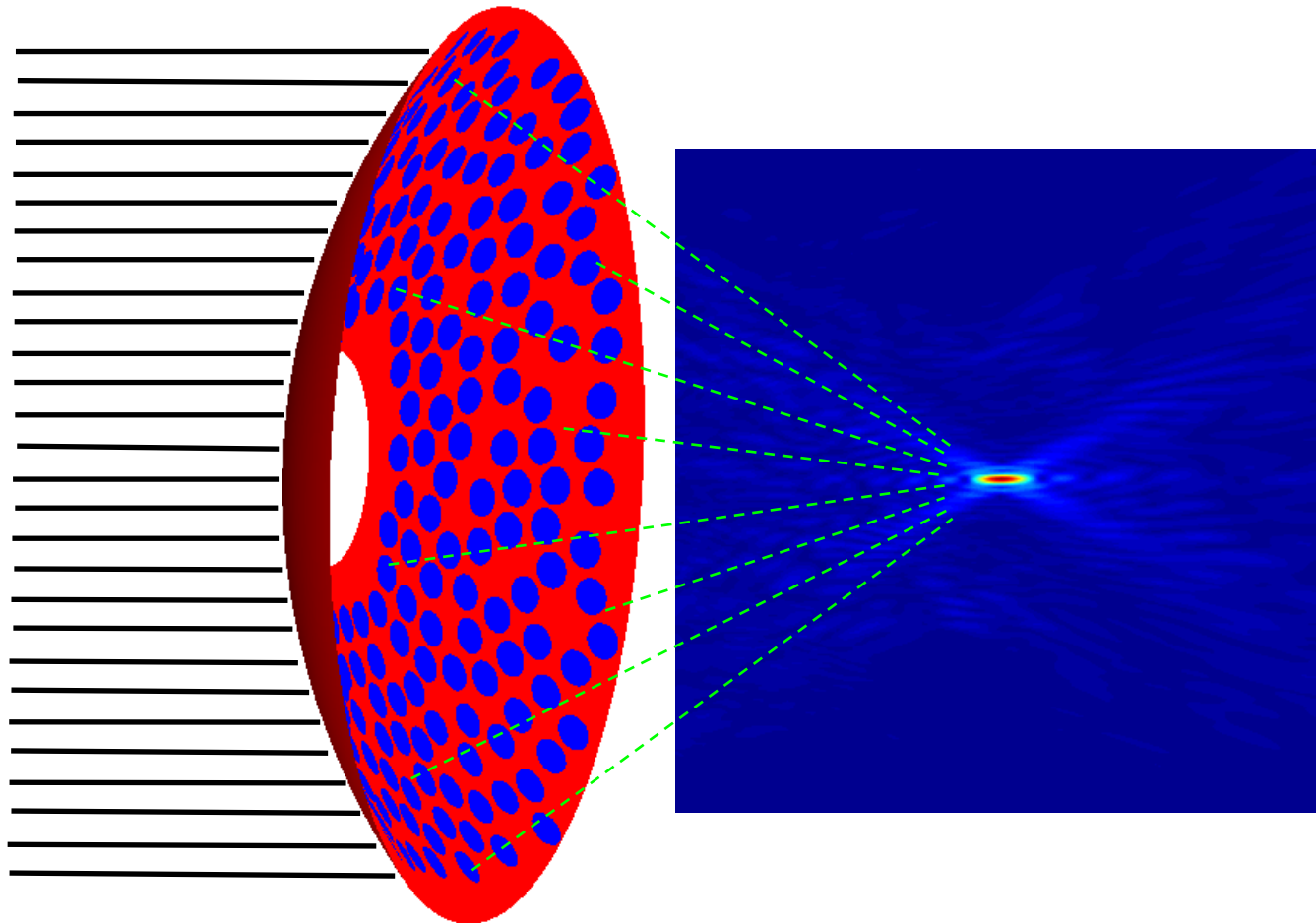
Электронная фокусировка
(многоэлементная
антенная решётка)



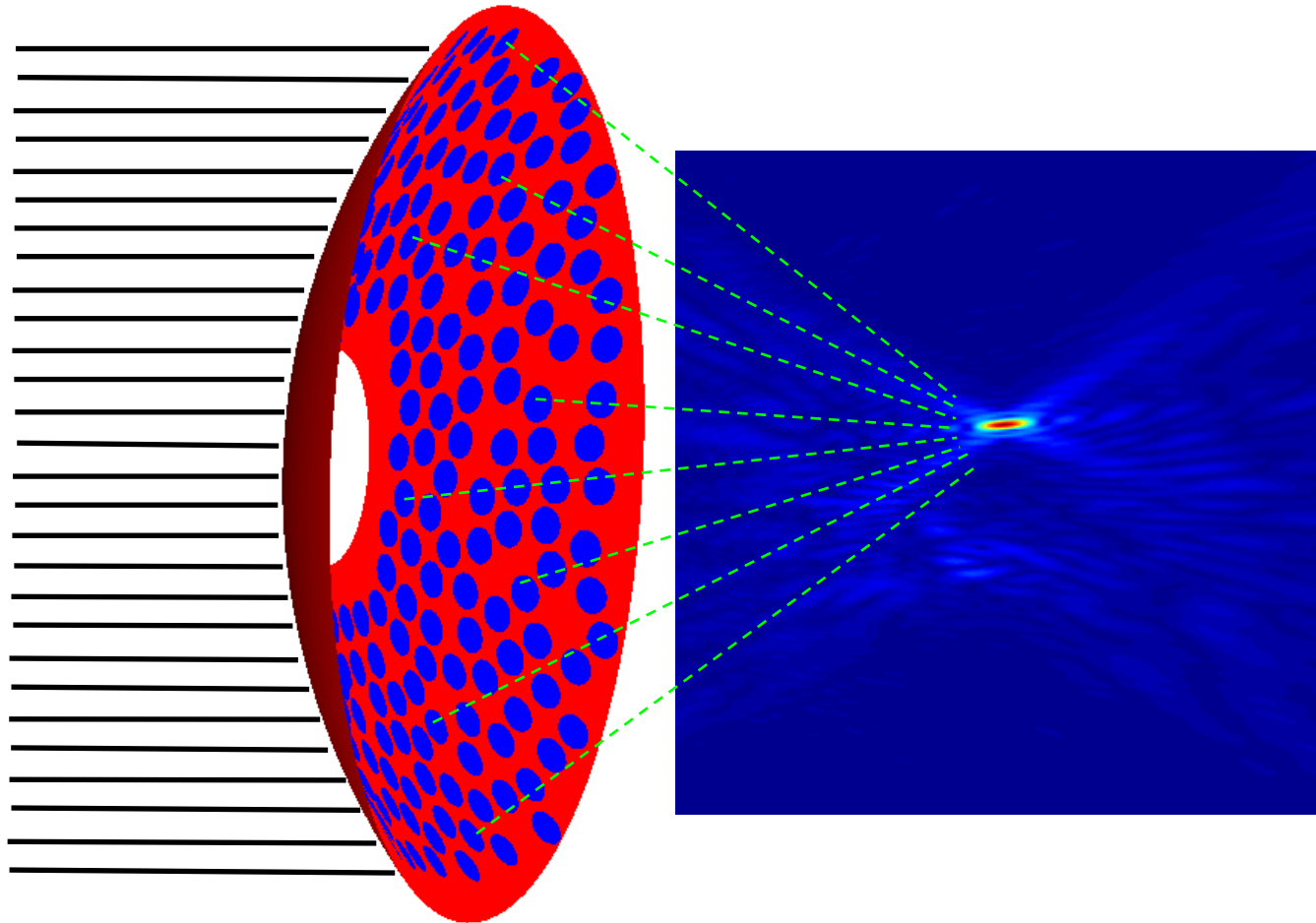
Многоэлементная антенная решётка излучателей – электронное перемещение фокуса



Многоэлементная антенная решётка излучателей – электронное перемещение фокуса



Многоэлементная антенная решётка излучателей – электронное перемещение фокуса



Терапевтические ультразвуковые источники



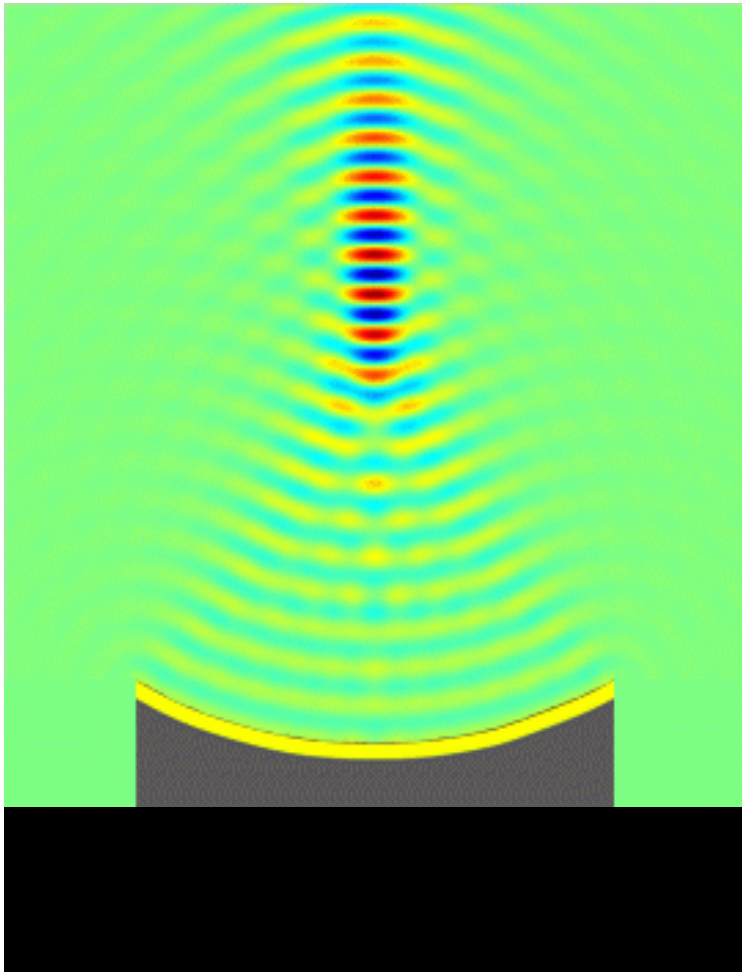
Возбуждение энтропийной моды звуком (акустический нагрев среды)



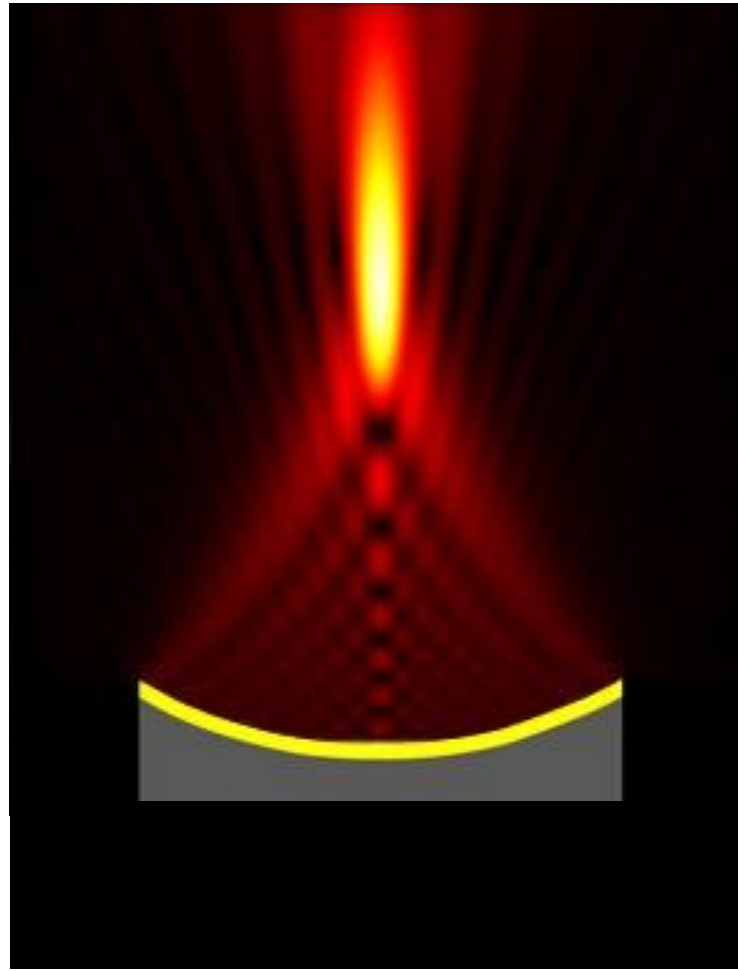
Акустическое поле фокусирующего источника и соответствующий нагрев среды

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

Acoustic pressure, p'



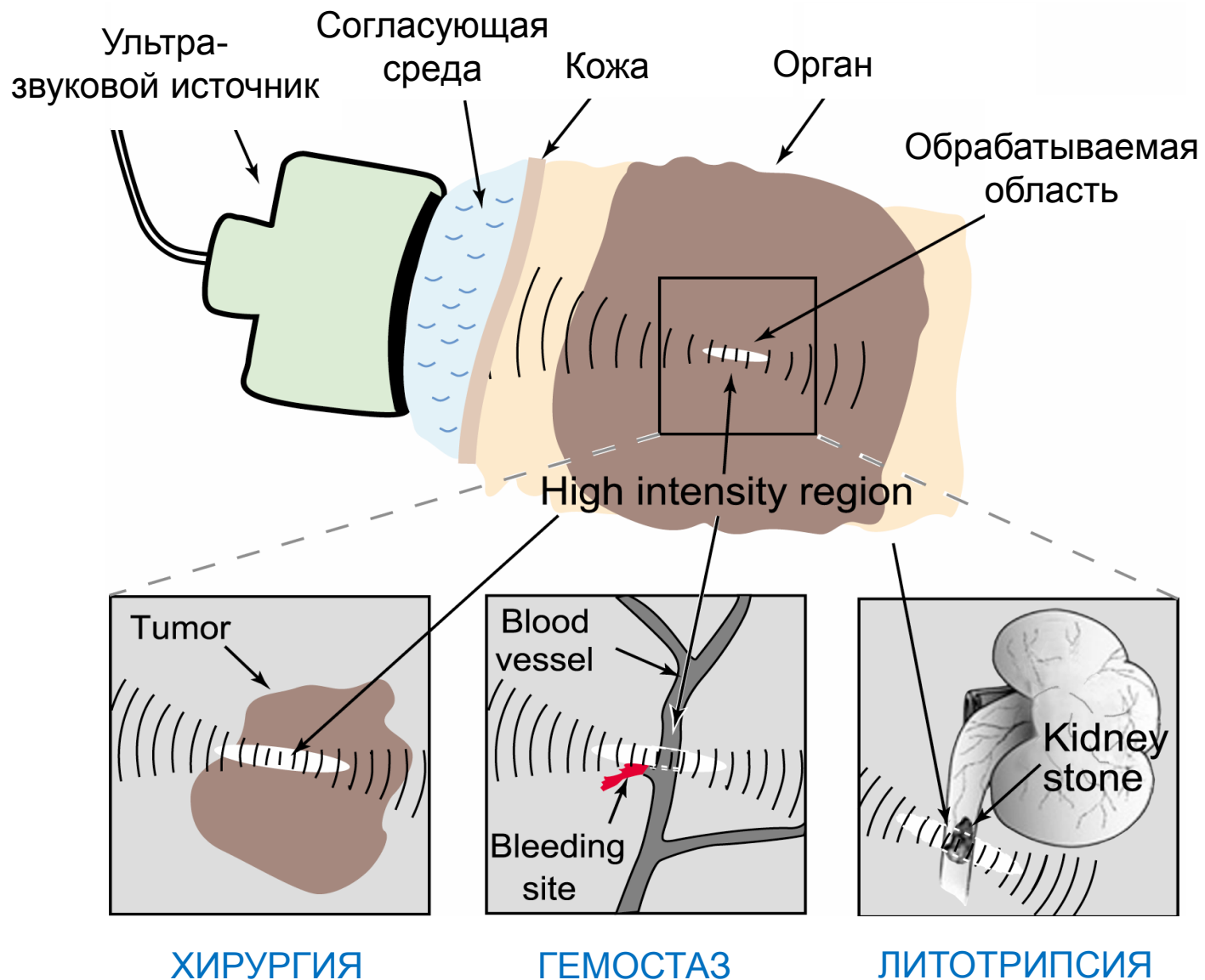
Intensity, $I = \langle p'^2 \rangle / (\rho_0 c_0)$



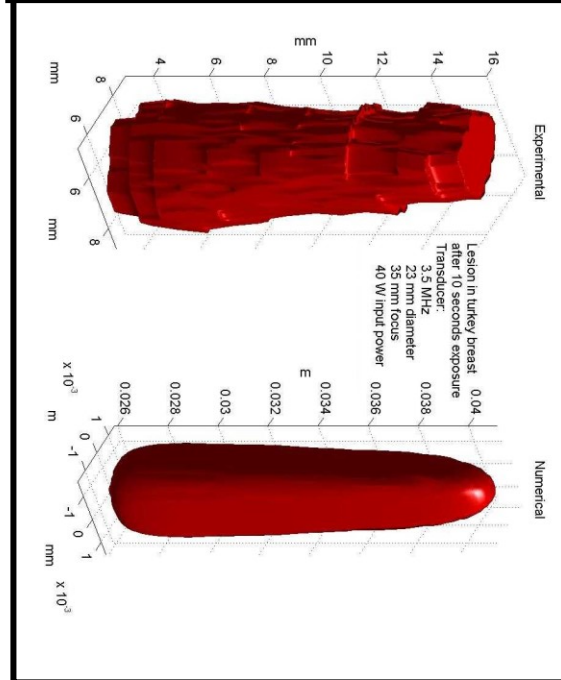
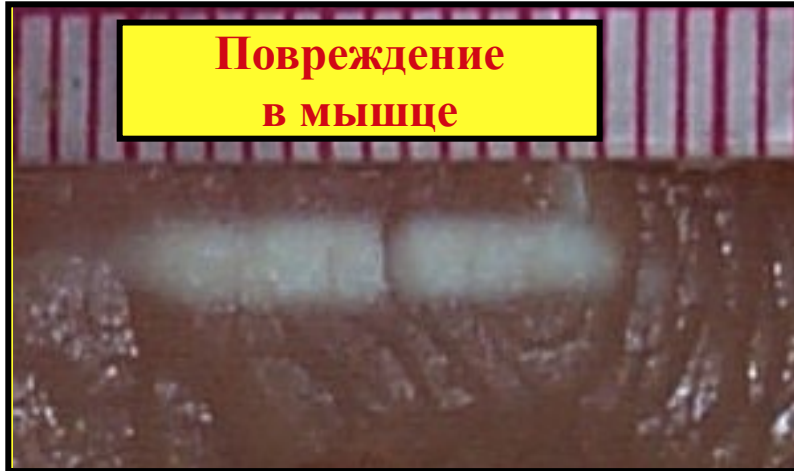
Gel damage
due to heating



Применение мощного фокусированного ультразвука в терапии

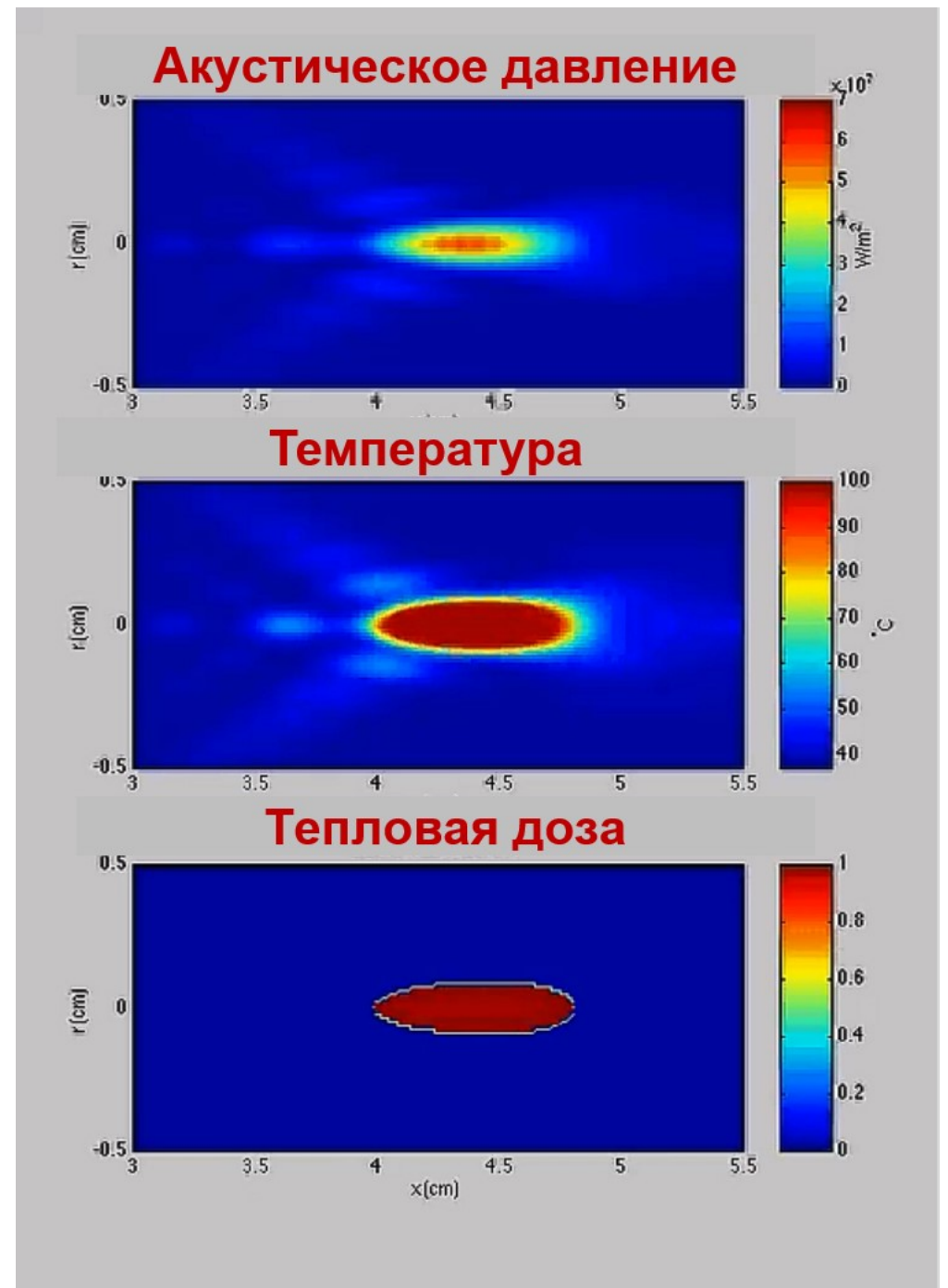


Тепловое разрушение опухолей (thermal ablation)

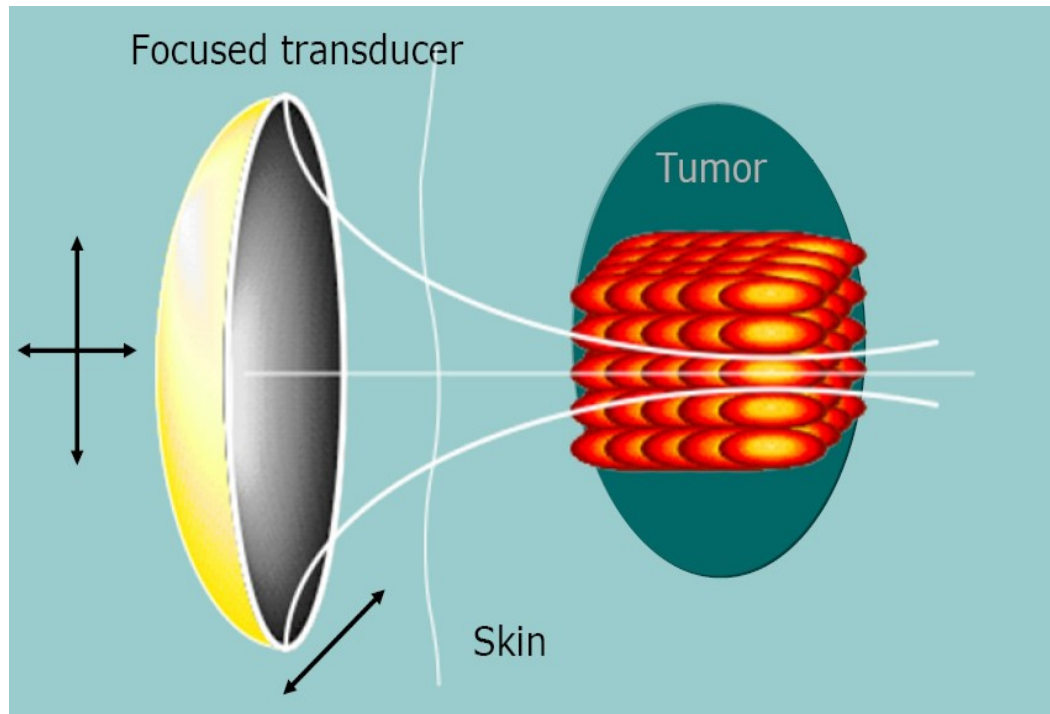


**Измеренное
повреждение**

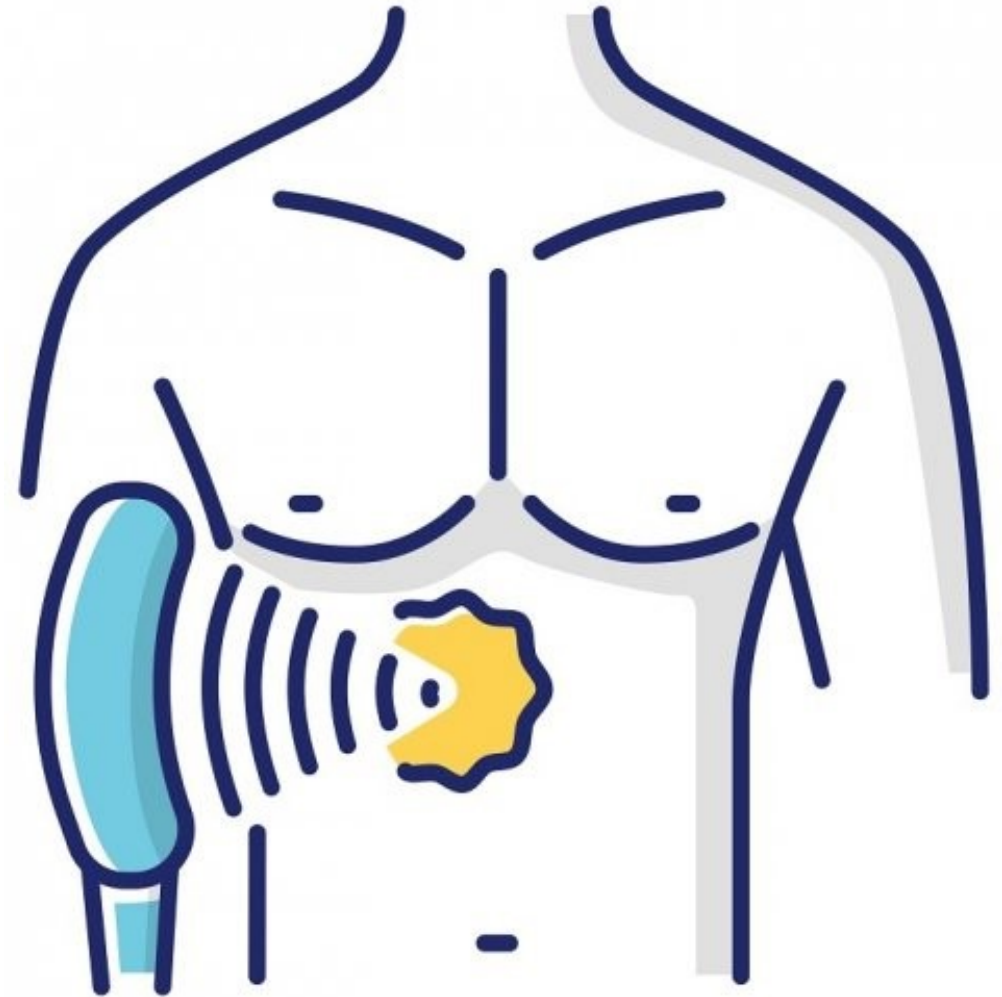
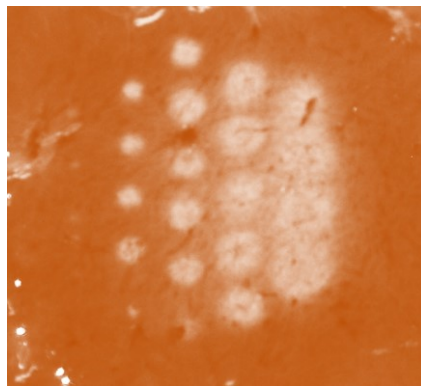
**Расчитанное
повреждение**



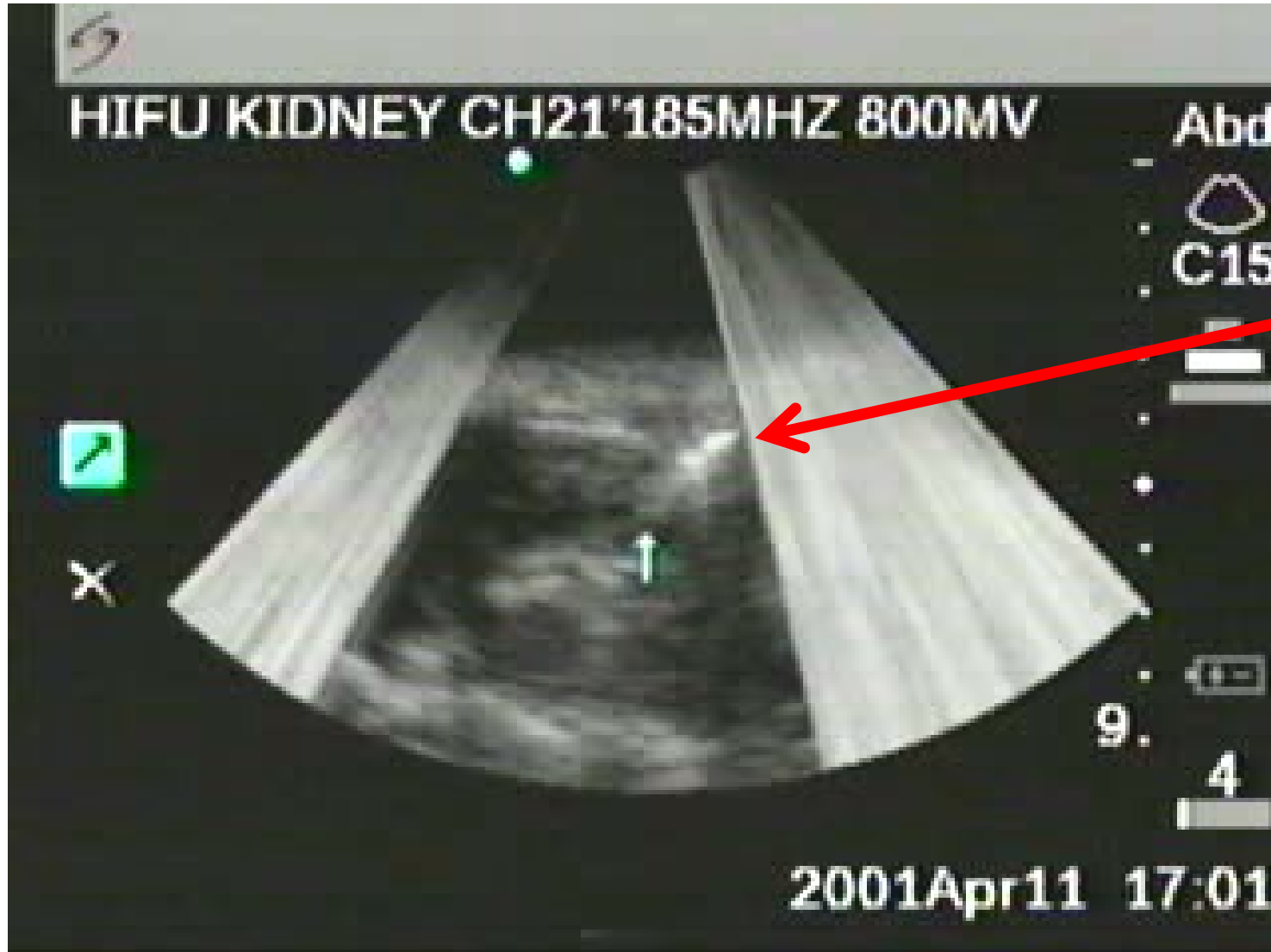
Сканирование фокуса для обработки больших опухолей



Типичные области повреждения



Визуализация области воздействия HIFU с помощью диагностического ультразвука



Яркое пятно вызвано пузырьками и соответствует области разрушения

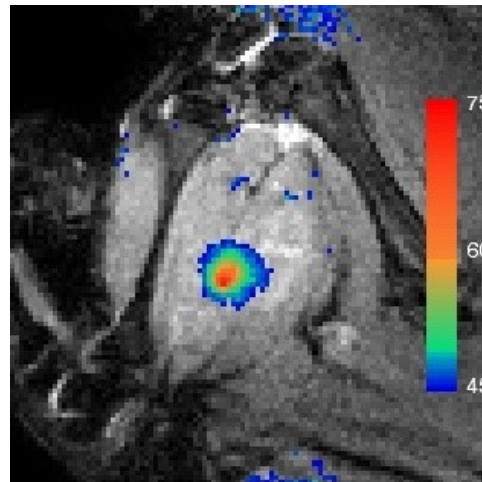
Использования ЯМР-томографии для мониторинга HIFU-хирургии



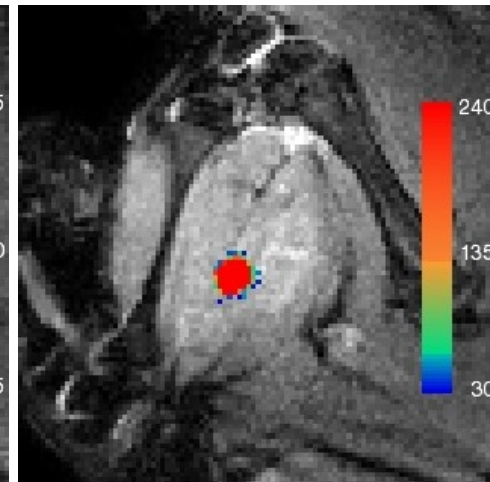
ЯМР-томограф с интегрированным HIFU-источником

PHILIPS Sonalleve MR-HIFU
для лечения миомы матки

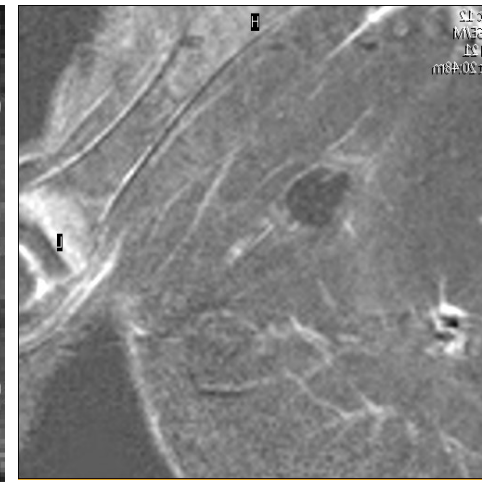
Трёхмерная анатомия и картирование температуры



Расчитанное распределение тепловой дозы



Область без перфузии

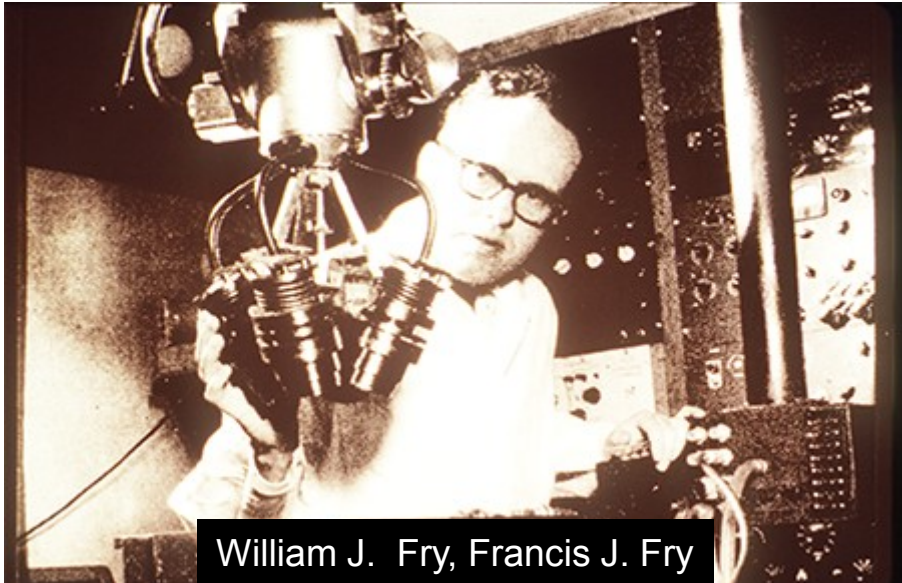


Зарождение HIFU-хирургии – воздействие на мозг

Интересно, но в практику не вошло

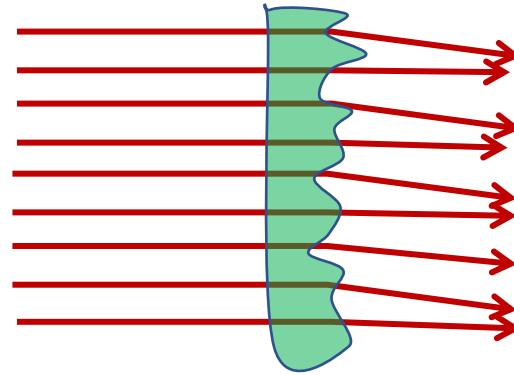
1940-е гг. (Lynn et al.) HIFU-хирургия началась с попыток воздействия на мозг. Первые попытки вызывать разрушение в мозге были неудачными – ожоги кожи, повреждение черепа и т.п. Чтобы ввести ультразвук в мозг, приходилось удалять участки черепа.

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.

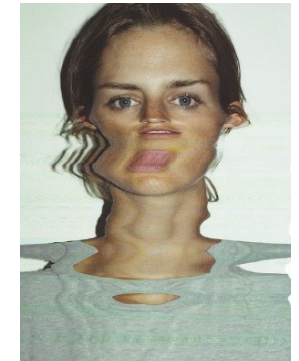
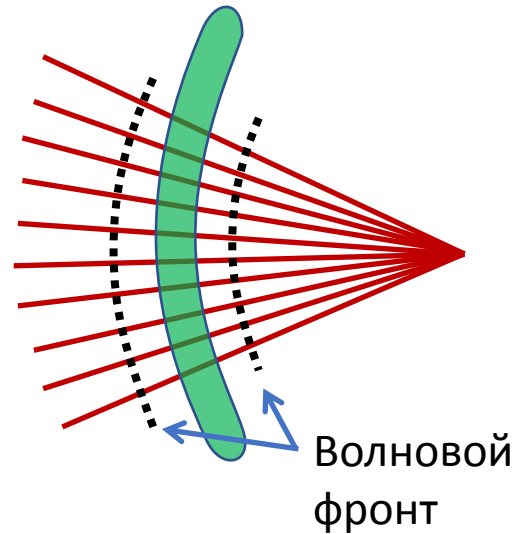


William J. Fry, Francis J. Fry

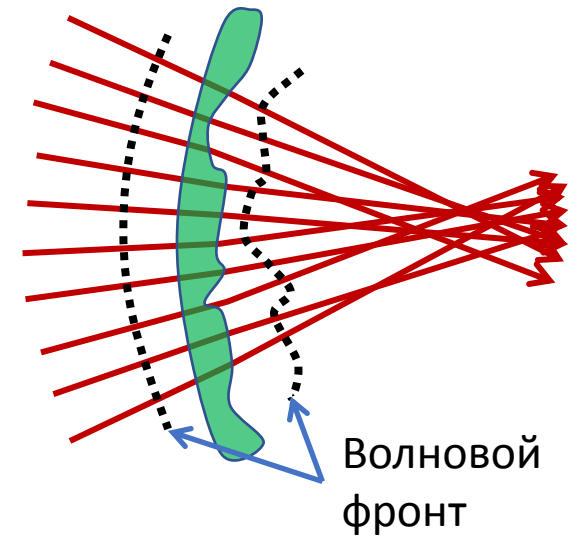
Аберрации всё портят ...



Фокусировка сквозь
однородный слой

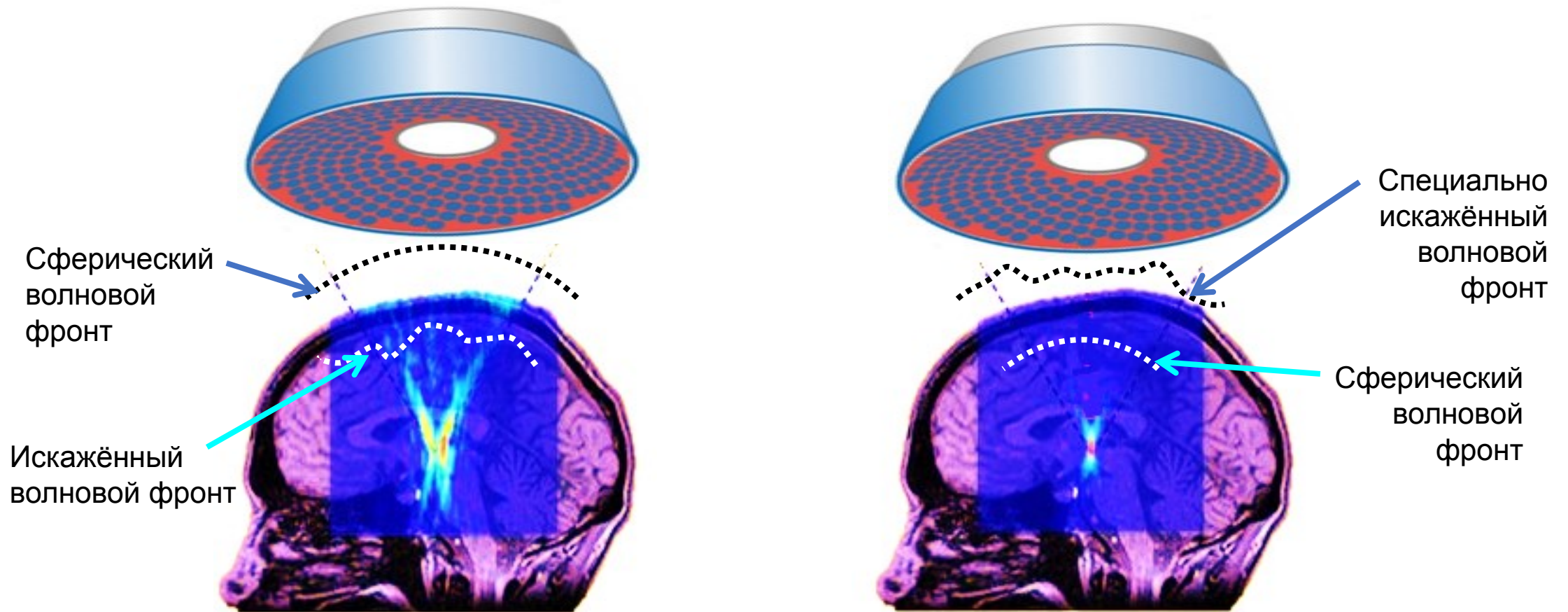


Фокусировка сквозь
неоднородный слой (череп)

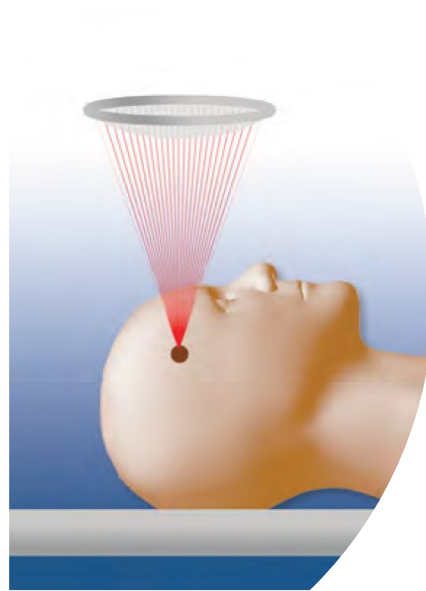
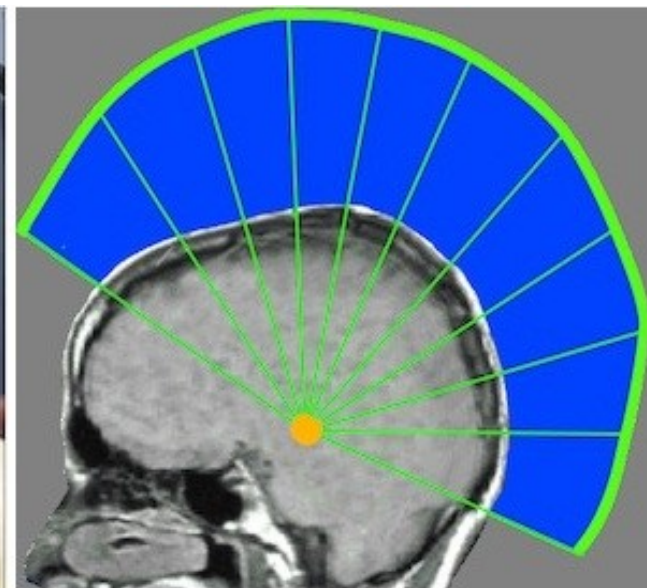


Второе рождение HIFU-хирургии мозга. Внедрение в медицинскую практику

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

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

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

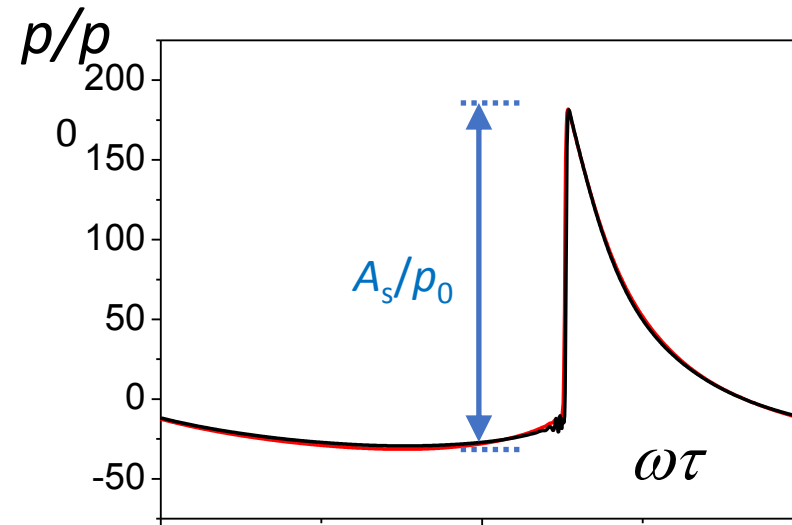
Fast boiling at the HIFU focus in shockwave regime

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

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

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

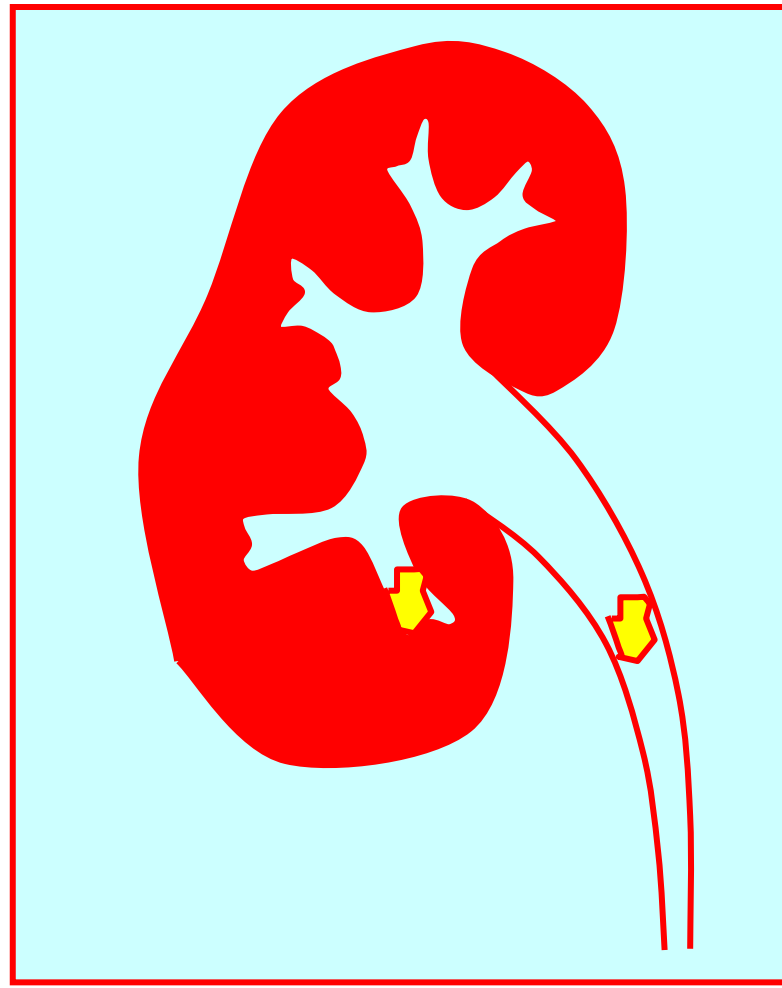
Focal waveforms in water
(one cycle of a periodic wave)



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

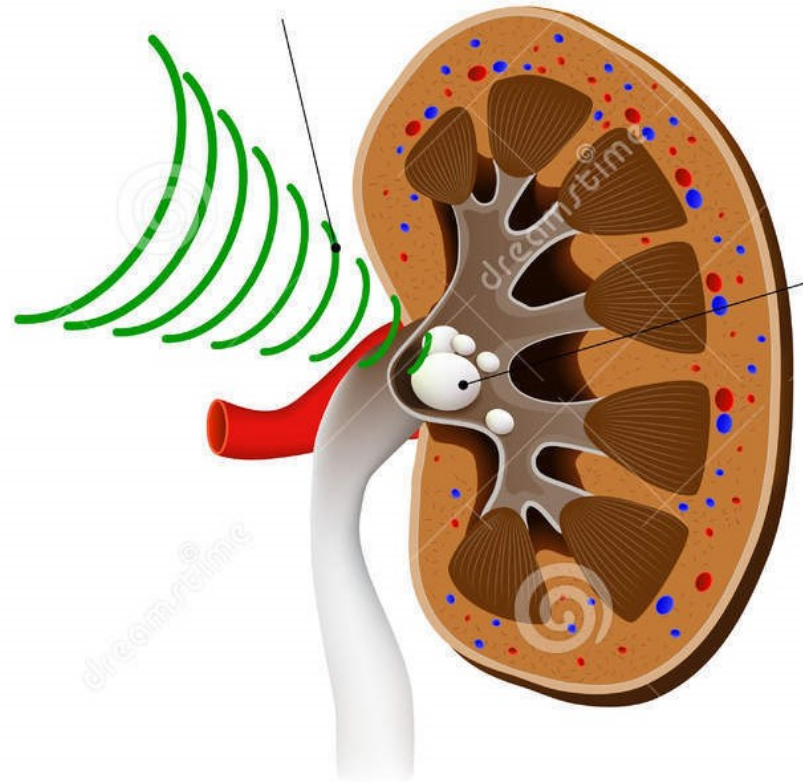
Tissue at the focus can reach
100°C in a millisecond!

КАМНИ В ПОЧКАХ



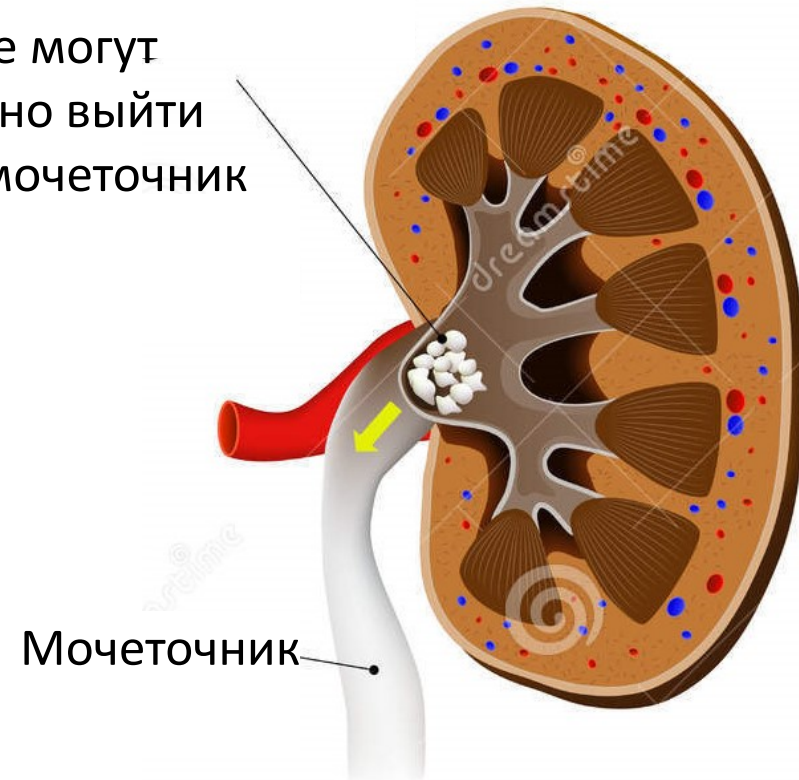
Экстракорпоральная ударно-волновая литотрипсия

Ультразвуковые
ударные волны



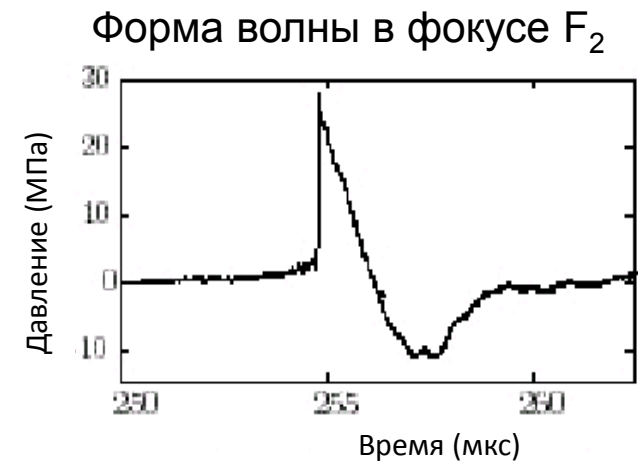
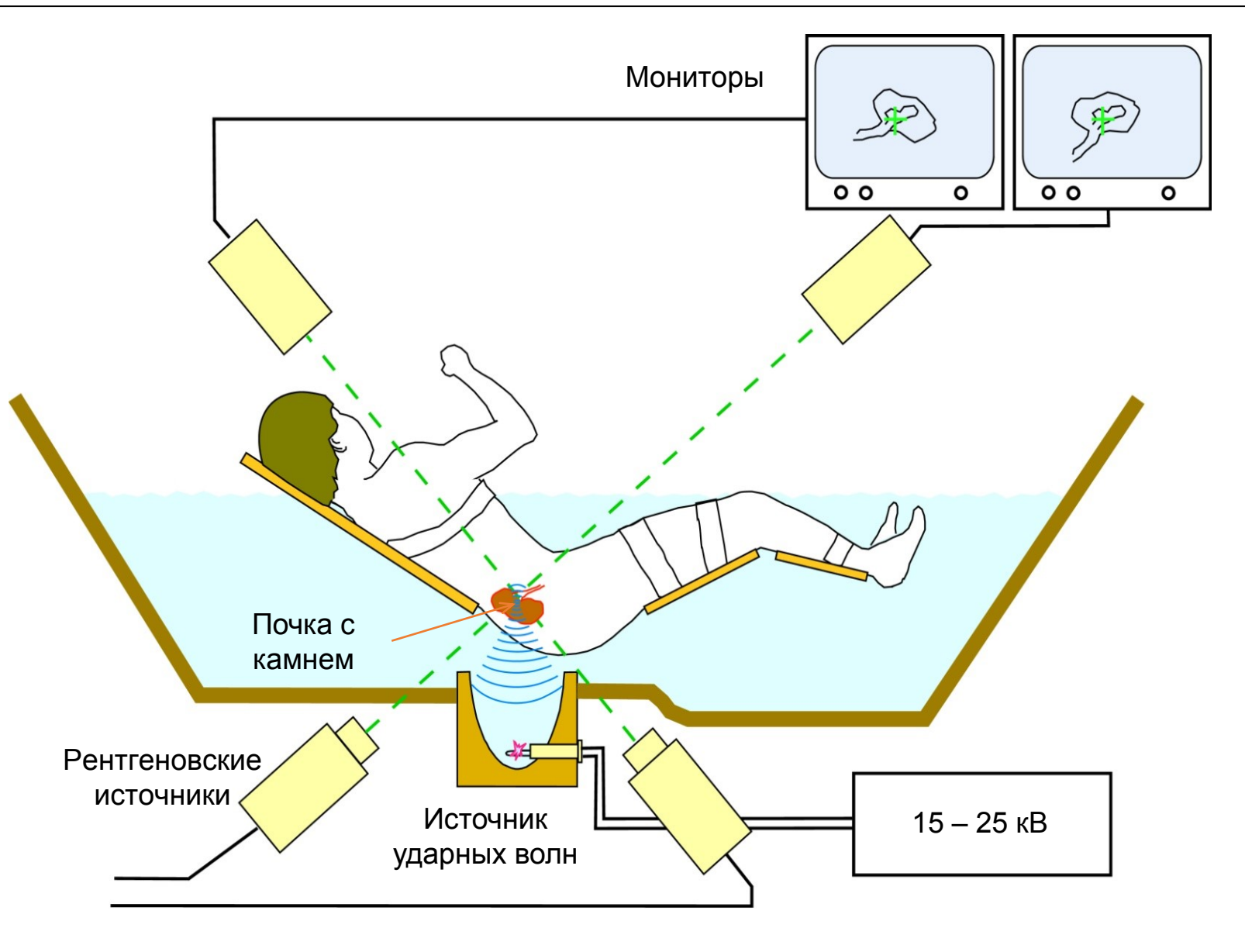
Почечный
камень

Фрагменты 2 мм и
меньше могут
свободно выйти
через мочеточник

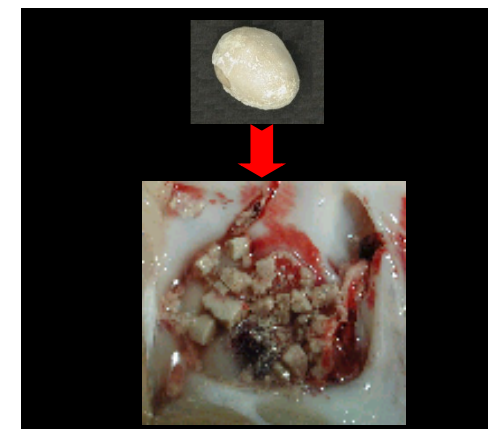


Мочеточник

Экстракорпоральная ударно-волновая литотрипсия



Фрагментация камня



УЛЬТРАЗВУК В ТЕРАПИИ И ХИРУРГИИ НАСТОЯЩЕГО И БЛИЖАЙШЕГО БУДУЩЕГО

