

1 **Занятие: Радиационная безопасность при ультразвуковых исследованиях**

лектор:

**Малаховский Владимир Николаевич, д.м.н., проф.
кафедра рентгенологии и радиологии ВМедА.**

Опыт работы:

- ст. научн. сотр., руководитель радиобиологической группы Центрального физико-технического НИИ МО;
- начальник отдела НИИ военной медицины МО;
- заведующий лабораторией НИИ радиационной гигиены МЗ;
- начальник научно-исследовательской лаборатории лучевой диагностики кафедры рентгенологии.



1. Проблема безопасности при диагностических ультразвуковых исследованиях.
2. Биофизика и возможные неблагоприятные эффекты диагностического ультразвука.
3. Обеспечение безопасности пациентов при УЗИ.
4. Вопросы профессиональной вредности при проведении ультразвуковых исследований.

3 Основные темы занятия:

1. Проблема безопасности при диагностических ультразвуковых исследованиях.
2. Биофизика и возможные неблагоприятные эффекты диагностического ультразвука.
3. Обеспечение безопасности пациентов при УЗИ.
4. Вопросы профессиональной вредности при проведении ультразвуковых исследований.

4 Тема 1: Проблема безопасности при диагностических ультразвуковых исследованиях.

Вопросы:

1. Ультразвук и его применения
2. Развитие диагностического применения ультразвука.
3. Разные подходы к оценке вредности диагностического ультразвука.

5 1. Проблема безопасности при диагностических ультразвуковых исследованиях.

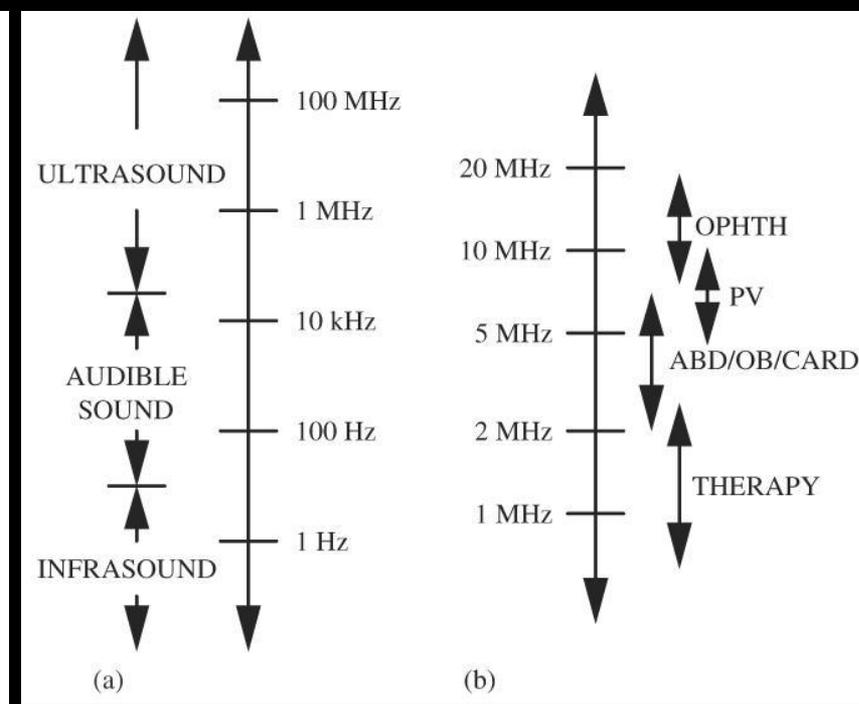
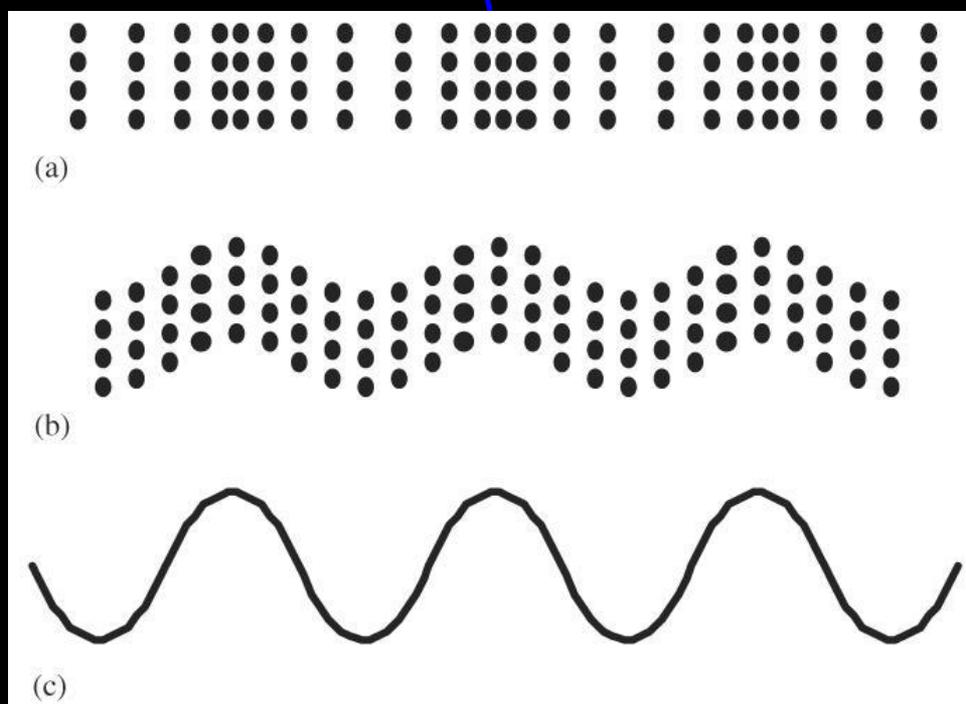
1.1 Определение УЗ, его применения.

Ультразвук (УЗ), - продольные **механические колебания** частиц среды с чередованием фаз сжатия и разрежения с частотой ν (**ню**) выше порога слышимости ~ 20 кГц.

Ультразвук **переносит энергию**, что лежит в основе ряда применений.

Ультразвуковые колебания низкой частоты (НЧ) - от 18 до 30 кГц и высокой мощности - до $6-7$ Вт/см² - используются **в промышленности** для очистки и обезжиривания деталей, механической обработки твердых и хрупких материалов, при сушке, очистке, сварке, пайке, лужении, электролитических процессах, для ускорения химических реакций и др.

В быту - в бытовых «компактных стиральных машинах», но по соображениям **безопасности** их мощность всего $0,2-0,5$ Вт/см², ниже порога кавитации, и их эффективность мала. **В медицине** (диагностике $\nu \sim 0,8-20$ МГц и терапии разных



1. Проблема безопасности при диагностических ультразвуковых исследованиях.

1.2 История диагностического ультразвука.

1790 ит. L. Spallanzani: летучие мыши используют **неслышимые звуки** для обнаружения и избегания препятствий в темноте (слепые мыши не натыкались, глухие – натыкались.) Осмеяли. Доказано лишь в XX веке (1920 Хартридж – гипотеза, 1938 – Гриффин доказал и предложил термин эхолокация)

1876 англ. F. Galton определил **порог частоты по слышимости** - 16-20 кГц и **область ультразвука**.

1880 фр. P. и J. Curie Пьер и Жак открыли **пьезоэлектрический эффект**.

1928 сов. **С.Я. Соколов** разработал **на принципе отражения звука** «звуковой микроскоп». Предложил **использовать очень короткие импульсы**, необходимые для **детектирования эхо** приемником **в том же месте, где был и излучатель** - для визуализации источника эхо (по удаленности, т.е. по времени возвращения эхо) - **основные принципы УЗИ**. Соколов признан в мире «**отцом сонографии**».

В 1940 г. Н. Gohr and Th. Wedekind в Германии опубликовали статью «Ультразвук в медицине», в которой обосновали возможность эхо-детектирования опухолей, абсцессов и экссудатов методом УЗИ, но **без фактических результатов**.

1950 г. ам. G. Ludwig в США – первый «ультразвуковой локатор» с **комбинированным датчиком (излучатель/приемник)**. Эхо отображались на осциллографе как вертикальный всплеск, абсцисса отражала расстояние от датчика до преграды, а высота (ордината) –

1. Проблема безопасности при диагностических ультразвуковых исследованиях.

1.2 История диагностического ультразвука (продолжение)

1952 ам. J.J.Wild и J.Reid на основе УЗ-тренажера для пилотов по использованию радара (с обнаружением объектов в баке с водой, где мили до объекта заменялись дюймами) осуществили **сканирование тела** путем **линейного перемещения датчика** вдоль поверхности. Пациент погружался в бак, датчик перемещался вокруг вдоль стенки бака. В каждом положении датчика приходящие от структур объекта эхо отражалось яркими точками на одной линии (скане осциллографа). Совокупность прилежащих друг к другу сканов на осциллографе позволяла получить **двумерное отображение объекта (В-режим - основа УЗ визуализации)** в т.ч. - некоторые опухоли.

1952 основан Американский институт ультразвука в (AIUM) и поныне **ведущий мировой центр**.

1960 г ам. Wild и Reid) и англ. (I.Donald) применили для УЗИ контактные датчиков (без погружения в воду) и последовал **бум практической ультразвуковой диагностики** в мире с прогрессом пьезоэлементов, схемотехники и мониторов. Сканирование обеспечивалось **перемещением датчика на механической подвеске (гентри)**, позволяющей отражать на

1. Проблема безопасности при диагностических ультразвуковых исследованиях.

1.2 История диагностического ультразвука (продолжение)

1964 в ГДР W. Buschmann предложил **многоэлементный датчик с электронным сканированием**, что подхвачено в мире. Реализован в 1972 в Голландии. При фиксированном взаиморасположении пьезоэлементов (точек сканирования) отпала нужда в шарнирной подвеске.

После этого наступил **современный** этап развития УЗ с использованием фазированной решетки и электронного фокусирования пучка, доплеровских методов исследования, 3D и 4D изображения.

УЗ диагностика быстро развивается и обуславливает текущее **существенное повышение мощности ультразвука**, что не позволяет не думать о его безопасности.

К 90-м годам прогресс в микроэлектронике и компьютеризации позволил полностью перейти на цифровые технологии и создать **двумерные датчики** (с несколькими рядами элементов и двумерной фокусировкой при передаче и приеме сигнала), с возможностью объёмного (трехмерного) сканирования.

Реализованы **доплеровские режимы** (непрерывный, импульсноволновой, цветовой, дуплексный и триплексный), изображения с реконструкцией 3D, а потом и 4D изображения.

К быстро развивающимся современным направлениям относятся также **миниатюризация УЗ датчиков** для внутрисосудистых и внутривидеоисследований

УЗ-контрастных средств
тканевых гармоник **голографический ультразвук**

1. Проблема безопасности при диагностических ультразвуковых исследованиях.

1.3 Подходы к оценке вредности диагностического ультразвука

XX век: 1917 Ланжевен обнаружил: **рыбы моментально гибли** при погружении в воду работающий кварцевый пьезоэлемент (150 кГц). При погружении рук в воду люди испытывали боль.

К 30-м Гарвей описал не только летальные эффекты УЗ на разных организмов и различные **биохимические и альтеративные изменения** макромолекул, клеток, тканей и органов.

К 30-м обнаружены физические эффекты УЗ: **нагревание и кавитация**. В 30-х в опытах с повышением давления воды доказано, что упомянутые **летальные эффекты обусловлены кавитацией** а другие – и нагреванием.

После 40-х УЗ применен **в терапии**. УЗ высокой интенсивности - при проведении ультразвуковой абляции и литотрипсии, для ультразвуковой хирургии и ультразвуковой липосакции, для термосенсибилизации при радиотерапии опухолей и для высокотемпературного их разрушения (**механическое и тепловое действие ультразвука**, высокочастотный - 800–3000 кГц, и низкочастотный 22–44 кГц. Низкочастотный ультразвук проникает в ткани глубже высокочастотного, обладает выраженным бактерицидным, противоотечным, разрыхляющим и деполимеризующим действием; значительно повышает сосудистую и эпителиальную проницаемость, а также форетическую активность. В диагностике УЗ - гораздо меньшей интенсивности и биоэффектов не ожидалось.

Но настораживал **исторический опыт с X-лучами**: лишь через 30 лет (1928) появилась единица Р, в 34 г. – безопасная **норма 0,2 Р/сут**, с годами менялись единицы (Р, бэр, фэр, р, зиверт) а норма к 1990 (~0,01 Р/день) снизилась в 20 раз.

Общепринятый **принцип оптимизации радиационной защиты 'ALARA** (1979) (60)

1. Проблема безопасности при диагностических ультразвуковых исследованиях.

1.3 Подходы к оценке вредности диагностического ультразвука (продолжение)

В 70-х появилось ультразвуковая дозиметрия с применением гидрофонов. Развернуты исследования in vitro и in vivo **УЗ-повреждений различных тканей**: мозга, капилляров, легких, почек и др. Появились работы о повреждениях **хромосом диагностическими уровнями УЗ**, впоследствии **они не подтвердились**: повреждения выявлялись лишь при более высоких уровнях. В 1976 г в США принят закон, вводящий контроль FDA за медицинскими устройствами, и **FDA впервые** предложила, чтобы **мощность диагностических УЗ установок не превышала достигнутые ранее уровни, считавшиеся безопасными**.

В 1981 **AIUM**, /8/ определил **величины, связанные с механизмами биоэффектов диагностического УЗ**: импульсная усредненная по времени мощность (ISPTA.3), и пространственно-усредненная по импульсу мощность (ISPPA.3). С ISPTA.3 связано **нагревание** ткани, а с ISPPA.3 – возможность **кавитации** (механических эффектов). В 1985г **FDA впервые** установила **пределы этих параметров для производителей**, которые фактически стали мировыми стандартами.

AIUM (АмИнУльМед) в 1992 году констатировал **отсутствие доказанных вредных эффектов** от использования диагностического УЗ с 1950-х гг. Это не означало, что они невозможны при постоянном увеличении мощности установок. Осторожность нужна при исследовании плода и новорожденных, особенно сердца.

В 1998 г положение появилось сообщение о легочных капиллярных **кровотечениях у животных** после экспозиции УЗ с интенсивностью **в диагностическом диапазоне**. Сходные находки (петехии на плевре), а также на оболочках тонкой кишки потом были верифицированы у разных небольших млекопитающих. Их связывали с наличием в этих органах газа. У **людей они не были обнаружены**, что можно объяснить более толстыми и устойчивыми серозной и альвеолярными мембранами и относительно малой зоной экспозиции. **Эпидемиологические**

11 1. Проблема безопасности при диагностических ультразвуковых исследованиях.

1.3 Подходы к оценке вредности диагностического ультразвука (продолжение)

Озабоченность возможными вредными эффектами диагностического УЗ для пациентов поддерживается недостаточными доказательствами его безвредности.

- Эксперименты широко проводятся на млекопитающих, а не на людях.
- Часто эффекты демонстрируются *in vitro*, а не *in vivo*.
- Масса исследований, использованных для обоснования безопасности УЗ, основаны на данных, полученных лишь в В-режиме, и до внедрения аппаратов с резко повышенным в середине 90-х акустическим выходом.
- В исследованиях не зафиксированы параметры УЗ, относящиеся к находкам.
- Сейчас все труднее найти контрольную группу людей для выявления эффекта (не подвергавшихся УЗ). Кроме того, методы исследования не предусматривают возможности регистрации продолжительности и акустического выхода при интенсивных методиках (цветовое картирование, импульсный доплер).
- Исследования включает новые методики УЗИ (3D, 4D, TMI-тк.гарм. и др.), при них не фиксируются параметры УЗ.
- Если подпороговые неизвестные до сих пор эффекты существуют, то, при используемых теперь увеличенных уровнях УЗ, эффекты станут очевидны лишь через 20 или более лет.

Поэтому рекомендуется осторожность и обоснованность применения УЗ. Ранее сделанное заявление AIUM об отсутствии уже вредных эффектов УЗ у людей необходимо предупреждения возможности их появления

12 1. Проблема безопасности при диагностических ультразвуковых исследованиях.

1.3 Подходы к оценке вредности диагностического ультразвука (продолжение)

Озабоченность возможными вредными эффектами диагностического УЗ для пациентов поддерживается жалобами врачей-сонографистов. У врачей, длительное время занимающихся ультразвуковой диагностикой, обнаружены многочисленные профессиональные заболевания, в том числе заболевания кисти. Некоторые практические врачи связывают эти заболевания с вредным воздействием ультразвука от датчика и с необходимыми льготами.

В мире ультразвук регламентирован в рамках стандартного наблюдения беременных. В США и Европе выпущены ряд рекомендаций по обеспечению УЗ безопасности пациентов, пока в России это не привлекло должного внимания.

Одновременно в РФ признавалась профессиональная вредность диагностического УЗ, в отличие от США и Европы.

Таким образом, уже полвека истории диагностического ультразвука, и особенно в связи с расширением возможностей и мощности УЗ-аппаратов в последнее двадцатилетие вопросы безопасности при ультразвуковой диагностике актуальны и требуют дополнительного исследования и освещения.

В мире признано, что врачи должны быть обучены обеспечению безопасности при проведении УЗИ,

13 Тема 2. Биофизика и возможные неблагоприятные эффекты диагностического ультразвука.

Вопросы:

- 1. Физические характеристики ультразвука**
- 2. Параметры диагностического УЗ, связанные с биоэффектами**
- 3. Вредные биоэффекты диагностического ультразвука**

14 2. Биофизика и эффекты диагностического УЗ

2.1 Физические характеристики ультразвука

Получение изображения. Используется прямой пьезоэлектрический эффект (излучение, менее 1% времени) и обратный (прием) поочередно каждым элементом датчика. Сканирование осуществляется последовательным электронным переключением пьезоэлементов. Прилежащие друг к другу сканы на мониторе разворачиваются в виде двумерного изображения сканируемого органа. Осуществляется компьютерное управление излучателями и обработка сигналов (процессинг).

Физические характеристики ультразвука.

Скорость распространения ультразвука в среде, v , в среднем - 1540 м/с.

Частота, ν (ню), с^{-1} , = герц (Гц, кГц, МГц) от 1 до 31,5 МГц с длиной волны λ 1,5-0,075 мм $\lambda = v/\nu$.

Амплитуда УЗ волны (звуковое давление Па, Паскаль), ньютон на метр квадратный ($\text{Н}/\text{м}^2$).

Интенсивность ультразвука I , $\text{Вт}/\text{см}^2$, - энергия (перенос энергии через единицу площади).

Децибел – это 0,1 десятичного логарифма отношения интенсивности ультразвука к некоторой условной величине (слышимости), принятой за опорную: $I, \text{дБ} = 10 \lg (I/I_0)$ дБ.

Для нормирования промышленного УЗ:

звуковое давление

пиковая виброскорость

15 2. Биофизика и эффекты диагностического УЗ

2.1 Физические характеристики ультразвука (продолжение 1)

Для диагностического УЗ требуются свои подходы и показатели.

Коэффициент поглощения УЗ, дБ/(см*МГц), (принят $\sim 0,3$ дБ/ см*МГц) возрастает пропорционально:

(а) уменьшению акустической плотности среды и (б) квадрату частоты.

Поэтому (а) при частотах выше 100 кГц в **воздухе УЗ практически не распространяется** и (б) с повышением частоты УЗ глубина его проникновения в ткань уменьшается.

Сильно зависит от ткани; **амниотическая жидкость, кровь и моча** имеют коэффициент поглощения близкий к нулю (**не нагреваются и не препятствуют нагреву глубже лежащих тканей**). Наиболее высокий - у кости, она сильнее всех нагревается, и легкое.

Физические характеристики, связанные с биоэффектами диагностического УЗ

Акустическая выходная мощность, или **акустический выход** аппарата, Вт (Дж/с) **усредненная по времени** с учетом периода повторения импульсов. **Изменение акустического выхода** используется как регулятор при оптимизации исследования.

Характеристики, рассчитываемые с учетом ослабления УЗ в ткани с учетом глубины структуры («derogatory»), пропорциональны акустическому выходу, но лучше коррелируют с биоэффектами.

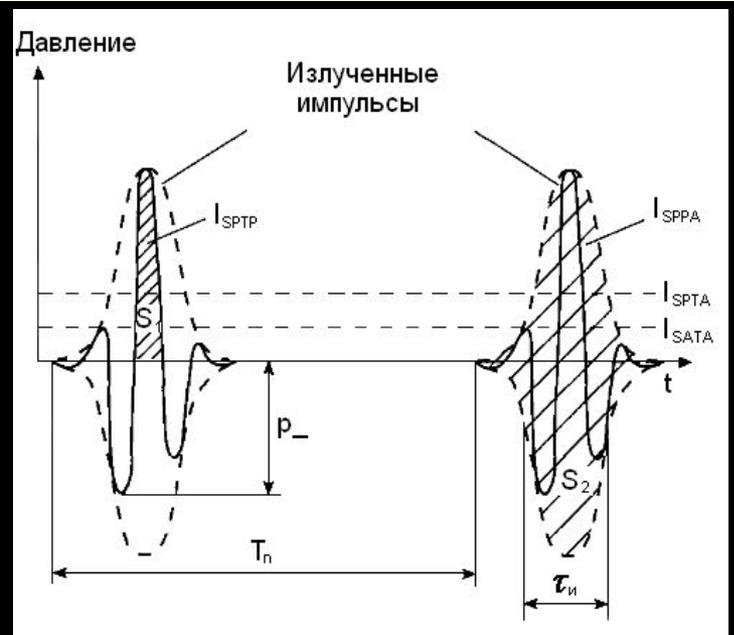
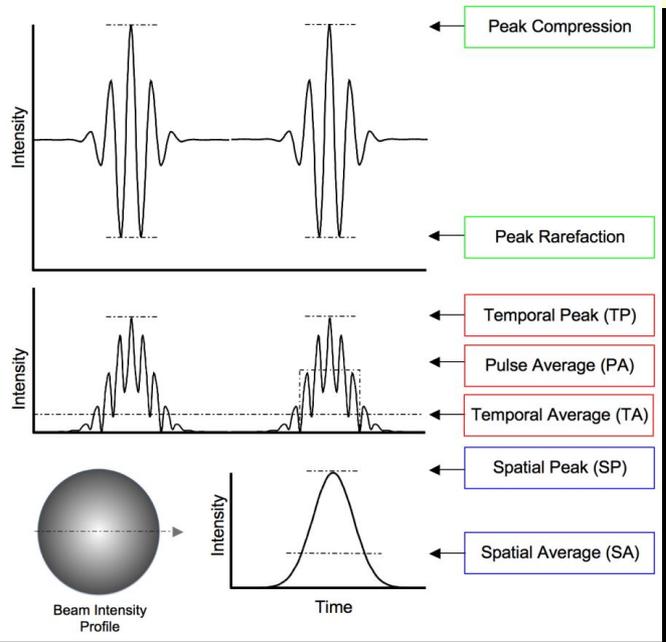
Биологические эффекты УЗ определяются двумя разными механизмами: **термическим и механическим** – которые определяются различными физическими параметрами

диагностического УЗ

16 2. Биофизика и эффекты диагностического УЗ

2.2 Параметры диагностического УЗ, связанные с биоэффектами

2.2.1 Тепловые биологические эффекты ультразвука обусловлены поглощением УЗ - соударениями и торможением колеблющихся частиц и микроструктур ткани. Нагревание ведет к разбалансировке ферментных реакций, а $> 45^\circ$ - к денатурации белка. Повреждения **зависят от длительности** экспозиции с учетом теплоотвода. Повреждения клеток обнаруживалось при экспозиции **минуты - при 43°** , и секунды - при 50° . Иногда повреждение малого числа клеток имеет значение, напр., **клетки зародыша и плода, ЦНС и репродуктивные**. Повышение t на **1-1,5 $^\circ$** не представляет риска, а на **4 $^\circ$** в течение **5 мин.** - представляет **риск для эмбриона**, превышение в принципе доступно УЗ сканерам, в частности, при спектральном импульсном, цветовом и энергетическом доплере.



Нагревание требует времени - зависит **не от максимальной интенсивности** звука только в импульсе, а **от мощности, усредненной по времени** всего цикла повторения импульсов. (см. лев.схему - TA; прав. схему - I_{SPTA}).

17 2. Биофизика и эффекты диагностического УЗ

2.2 Параметры диагностического УЗ, связанные с биоэффектами (продолжение 1)

Величины, характеризующие тепловое воздействие УЗ, основанные на опытах и моделях нагревания :

I_m , мВт/см² – средняя интенсивность ультразвука в импульсе.

ISPTA, мВт/см² - пространственная пиковая интенсивность, **усредненная по времени** (всему периоду повторения импульсов, **см. пред. схему**); характеризует средневременную экспозицию за период повторения, определяет термальный механизм биоэффекта. Учитывает соотношение длительностей импульса и периода повторения импульса. **Упрощена:**

TI - термальный индекс – отношение излучаемой мощности УЗ к мощности, необходимой, чтобы поднять температуру ткани на 1 градус (при α поглощения УЗ 0,3 дБ/(см*МГц)). Прямо связан с показателем ISPTA. Нагревание зависит от поглощения УЗ тканью (для кости он значительно выше). Поэтому вводятся три термальных подиндекса:

TIS - термальный индекс для мягких тканей, **ТИм**;

TIV - термальный индекс для кости (внутри костной ткани), **ТИк**, в т.ч. при исследовании плода с фокусированием около кости;

TIC - термальный индекс для черепа (на поверхности кости), **ТИч**.

Значение **термального индекса = 1** указывает, что данный режим вероятно повысит температуру **на 1 градус С** (но возможен разброс до +2°C). Рост TI отражает увеличение ожидаемой температуры.

Недостаток – эти показатели **не учитывают длительность** сканирования, которая может влиять и на достигнутую температуру, и на вероятность и выраженность биоэффекта. Индекс является результатом не измерения, а моделирования.

18 2. Биофизика и эффекты диагностического УЗ

2.2 Параметры диагностического УЗ, связанные с биоэффектами (продолжение 2)

2.2.2. Механические (нетепловые) биологические эффекты. Обусловлены повреждениями **микроструктур** ткани вследствие **кавитации**, и **акустическими потоками** жидкости. В продольной волне в ткани за фазой **сжатия** следует фаза **разрежения**. **Отрицательное давление** в фазе разрежения **ниже давления насыщающего пара** вызывает поступление пара и **увеличение** существующих или **возникновение микропузырьков**. Поскольку давление пара в пузырьке меньше давления насыщения в **следующей фазе**, пузырек **может схлопнуться с очень большой скоростью**, с образованием **ударных волн, скачками давления и температуры** и образованием **свободных радикалов** (H^{\cdot} и OH^{\cdot}).

Кавитация – это образование и схлопывание паровых пузырьков (**нестабильная кавитация**) или **вибрация** газовых пузырьков в осцилляциях давления (**стабильная кавитация**). Пузырек **абсорбирует энергию из УЗ-поля и выделяет её в малом объёме**. Наиболее опасна неустойчивая кавитация. Кавитация **вызывает сдвиги и механические повреждения микроструктур** клетки и **лизис** клеток (что используется для хирургии).

Кавитация резко усиливается наличием твердых и особенно газообразных микрочастиц в жидкости, являющимися «**ядрами кавитации**». Повреждение ткани с массивной гибелью клеток от кавитации возможно лишь при интенсивности УЗ в импульсе **выше 1000 Вт/см^2** , что лежит за пределами диагностического УЗ; поражения единичных клеток - трудно выявляется.

Исключения - при экспозиция **тканей, содержащих воздух (легких и кишечника)**, и при применении **пузырьковых УЗ-контрастных средств**, являющихся центрами кавитации.

Стабильная кавитация – вызывает микротечения - перемещение тканевых жидкостей в результате сил неравномерного давления во фронте волны и обтекания микроструктур, которые могут разорвать клеточные мембраны в непосредственной близости. Безопасное применение УЗ-контрастов регламентируется специальными руководствами.

Главные **эффекты** нетермических повреждений продемонстрированы **в тканях, содержащих газ**, и проявлялись капиллярными кровотечениями (**кожи, кишечника, сердца**) и возникновение аритмий у млекопитающих **при введении контраста** (микропузырьков) и УЗ-воздействию в **диагностическом диапазоне**. Это **потенциально** относится и к легкому и тонкому кишечнику новорожденных.

В связи с малой распространённостью и регенерацией **механические повреждения**

19 2. Биофизика и эффекты диагностического УЗ

2.2 Параметры диагностического УЗ, связанные с биоэффектами (продолжение 3)

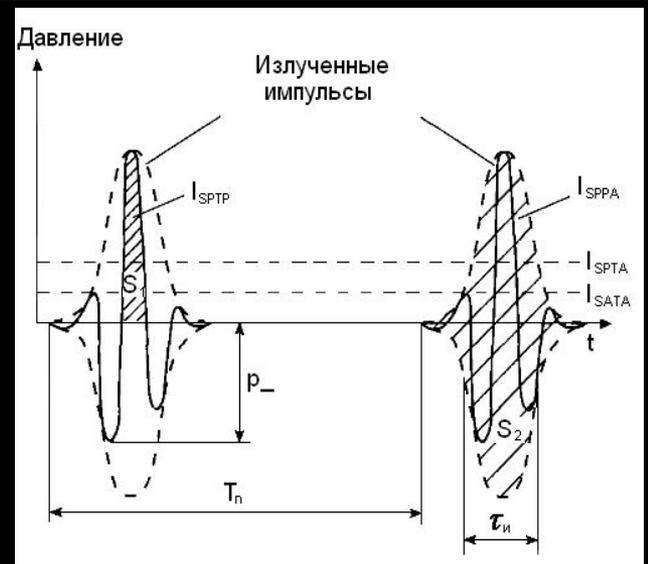
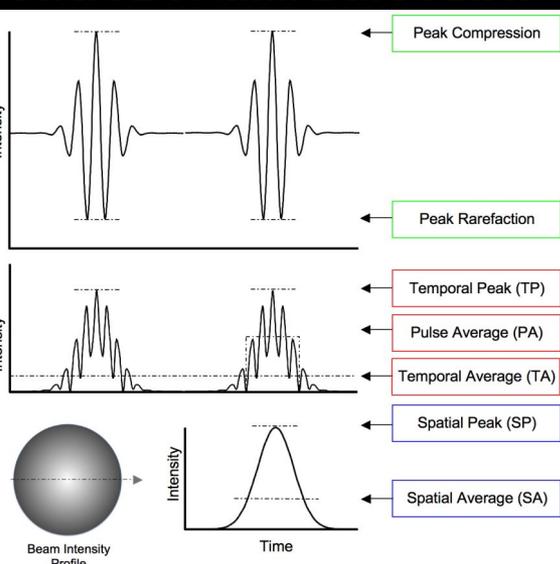
Величины, характеризующие механическое воздействие УЗ.

Кавитация, в отличие от температуры, наиболее тесно связана не с усредненной по времени мощностью, а с пиком падением давления в фазе разрежения звуковой волны (максимальным отрицательным давлением в ультразвуковом поле - за все время импульса).

В воде максимальное воздействие наблюдается в фокусе, в поглощающей среде (ткани) - смещено в направлении датчика. Но эта величина трудна для измерения и вычисления и применения. Поэтому для оценки рисков от механического действия УЗ используются следующие величины, коррелирующие с падением давления в фазе разрежения.

ISPPA, (Вт/см²) – пространственная пиковая в импульсе интенсивность, усредненная по продолжительности только импульса (поэтому > ISPTA). Коррелирует с отрицательным давлением в фазе разрежения. (см. правую схему – I_{SPPA})

MI (безразмерная вел.) - **механический индекс**, определяемый как максимальная амплитуда давления в фазе разрежения, деленная на корень центральной частоты в импульсе (при ослабления ткани 0,3 дБ/(см*МГц)). MI пропорционален спаду давления в фазе разрежения и обратно пропорционален корню из частоты УЗ. Диапазон значений – до нескольких единиц, что удобно. Механический индекс рассчитывается сканером в одной точке, обычно в

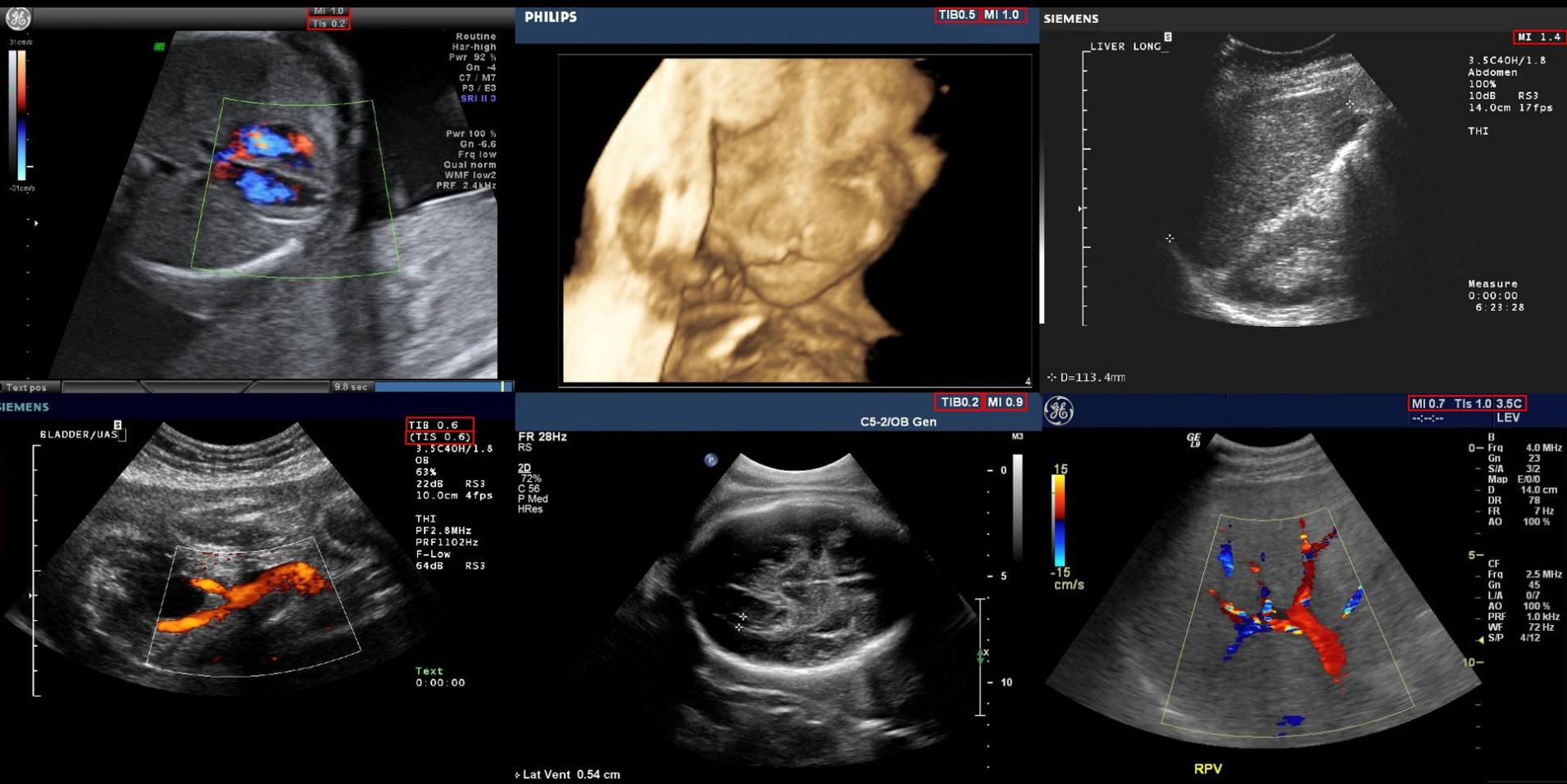


20 2. Биофизика и эффекты диагностического УЗ

2.2 Параметры диагностического УЗ, связанные с биоэффектами (продолжение 4)

Примеры расположения MI и TI на аппаратах различных производителей

(Images courtesy of Dr. D. Pretorius) из Ultrasound Biosafety Considerations for the Practicing Sonographer/Sonologist. T.R. Nelson, J.B. Fowlkes, J.S. Abramowicz, Reverberations - ultrasound biosafety - Nelson et.al., 2008

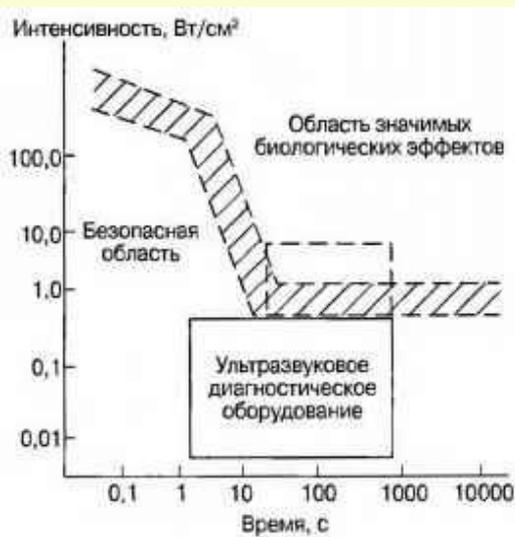


Lat Vent 0.54 cm

2. Вредные биоэффекты диагностического ультразвука

2.3 Возможность вредных биоэффектов диагностического ультразвука

AIUM в 1987 г сделал заключение /20/: «До настоящего времени не обнаружено значимых биологических эффектов при воздействии на ткани *in vivo* нефокусированным ультразвуком с интенсивностями ниже 100 мВт/см^2 или фокусированным ультразвуком с интенсивностями ниже 1000 мВт/см^2 .



В работе McDicken, 1991, 1995 приведена область безопасной эксплуатации имеющегося УЗ-диагностического оборудования (в координатах **мощность УЗ, время экспозиции**). **Заштрихованные области** показывают **неопределенную границу** между зоной **опасных эффектов** и **безопасной зоной**. Видно, что при высоких интенсивностях УЗ риск вредных биоэффектов диагностического УЗ продолжительностью до 50 с зависят от его **интенсивности** (ISPTA.3) и **продолжительности**.

Сплошной линией ограничена **прямоугольная область обычных режимов** ультразвуковых аппаратов; **пунктиром** – область некоторых «**интенсивных**» **новых режимов**, **напр., дуплексных систем с импульсным режимом и объемного сканирования**. Видно, что **мощности современных УЗ-аппаратов**

2.3 Возможность вредных биоэффектов диагностического ультразвука

AIUM в 1987 г сделал заключение /20/: «До настоящего времени не обнаружено значимых биологических эффектов при воздействии на ткани *in vivo* нефокусированным ультразвуком с интенсивностями ниже 100 мВт/см^2 или фокусированным ультразвуком с интенсивностями ниже 1000 мВт/см^2 .

2. Вредные биоэффекты диагностического ультразвука

2.3 Возможность вредных биоэффектов диагностического ультразвука (продолжение)

До сих пор появляются работы с обнаружением вредных эффектов диагностического УЗИ. В опытах **на обезьянах** (макаках) **многократные УЗИ**, начиная с 4 недели беременности вели к небольшому **снижению длины тела и массы новорожденных и числа лейкоцитов** и нейтрофилов, без нарушений моторных и когнитивных функций /22/. В 2006 г. Ang Jr. E. с соавт. показал, что при воздействии диагностического ультразвука на беременных мышей в период миграции нейронов плода (**первый триместр**) небольшая, но значимая и зависящая от времени (от 30 мин), **часть нейронов не достигает формируемых нервных центров** /23/. Кроме того, современные работы с мета-анализом исследований указывает на некоторое **учащение леворукости у людей** в связи с УЗИ плода, что само по себе не является патологией /24,25/. Однако в принципе **возможна ассоциация леворукости** с некоторыми патологическими состояниями /26/. Работы об эффектах внутриутробных УЗИ продолжаются. **Т.е. научные данные не исключают** возможности вредных биоэффектов внутриутробных УЗИ. Есть данные и о возможности острых эффектов - легочных и кишечных геморрагиях у животных от требующие **учета времени** диагностических УЗИ (AIUM, 2000). В 2008 г. Williams A. и Miller D. при моделировании **на крысе контрастного УЗ-исследования** перфузии почки показали **геморрагические поражения клубочков**, что требует осторожности **при контрастных исследованиях почек у человека** /27,28/. В экспериментах **доплеровские УЗИ плода усиливали апоптоз клеток**, что связывают с образованием **радикалов** в результате термического или механического воздействия /29/.

В качестве аналогии можно указать, что **у людей до настоящего времени не выявлено генетических последствий ионизирующего облучения**, но у животных этот риск доказан и поэтому **учитывается** при нормировании.

Мы должны признать, что **мы не можем безоговорочно признать** современные УЗ-аппараты **безопасными**. **Поэтому проведение УЗ-исследований**, особенно плода и при применении ультразвуковых контрастных средств, **требует осторожности и выполнения мер предосторожности** - речь о которых пойдет в последующих разделах

Вопросы:

- 1. Принципы обеспечения безопасности. ALARA**
- 2. Ограничение акустического выхода УЗ-аппаратов**
- 3. Обеспечение безопасности пациента при УЗИ**

3. Безопасность пациентов при УЗИ

3.1 Принципы обеспечения безопасности. ALARA

В радиологии известны **три принципа радиационной защиты** людей:

- **обоснование** деятельности, как **превышение пользы** над радиационным ущербом;
- **оптимизация**, как **максимизация** этого превышения,
- **нормирование** - установление индивидуальных допустимых пределов воздействия.

Главными являются первые два принципа, потому что третий может нанести ущерб защищаемому. Поэтому при диагностических исследованиях в радиологии нормирование **не применяется**, нормативное ограничение **может нанести ущерб пациенту** из-за ухудшения диагностической информативности и повышения вреда от заболевания и недостаточности лечения.

Пояснение принципов защиты применительно к УЗ.

Обоснованность УЗИ означает превышение пользы от исследования над вредом (риском) от него. Обоснование УЗИ означает наличие показаний к УЗИ, т.е. информативность УЗИ при данной патологии. По информативности и безвредности УЗИ имеет ряд преимуществ перед другими модальностями визуализации и *не следует колебаться при проведении УЗИ*. Но **врач должен знать о** доказанных механизмах повреждения тканей ультразвуком.

Принцип обоснования часто выражают принципом **ALARA** ("As Low As Reasonably Achievable." – **настолько низкий уровень воздействия, как это разумно достижимо**);

Принцип ALARA (оптимизации)- является главным методом обеспечения безопасности пациентов при УЗИ, как и при других видах медицинской визуализации (МРТ, рентген и др.

/30/.. Настолько низкий уровень воздействия УЗИ, как это разумно достижимо, означает: снижение экспозиции до уровня, пока это **ещё не ведет к снижению диагностической информативности** исследования. **Главное – получение информации**, но требуется снижение мощности экспозиции, пока не теряется качество. **Для получения информации может потребоваться даже повышение мощности УЗ, но тогда надо контролировать риск, не допуская чрезмерного роста вероятности или достижения порога вредных биоэффектов** (оптимизация исследования). То **ALARA (оптимизации) требует контроля параметров**

применяемого УЗ

3. Безопасность пациентов при УЗИ

3.1 Принципы обеспечения безопасности. ALARA

Принцип нормирования, как установление индивидуальных пределов экспозиции при выполнении *УЗИ*, **не применяется**. Но это не означает полного произвола применения УЗ в диагностике. Для *УЗИ* нельзя создавать произвольно мощные аппараты. **FDA** разработала для производителей **правила представления документации для разрешения допуска аппаратуры на рынок**.

Установлены не требующие специального обоснования со стороны производителей **пределы акустического выхода для производителей**, с обязательным **выводом на дисплей для врача индексов воздействия**.

Такая форма нормирования для производителей одновременно **возлагает на сонографиста обязанность контроля рисков вредных биоэффектов**, взвешивание воздействие с с диагностической пользой от исследования и применение принципа **ALARA**. То, что мы пока не выявили случаев вредных эффектов, не доказывает, что их нет. Те же ультразвуковые акушерские исследования вызывают наибольшую озабоченность и при их проведении, очевидно, требуется оптимизация акустического выхода.

3. Безопасность пациентов при УЗИ

3.2 Ограничение акустического выхода УЗ-аппаратов

Пределы акустического выхода допускаемых на рынок УЗ-аппаратов разработаны FDA для производителей /11,12,13/. Они включают два подхода - Track 1 и Track 3 (Track 2 по историческим причинам отсутствует). **Track 1 применим к маломощным и портативным аппаратам, к которым не применяется «Стандарты отображения акустического выхода ODS 1992» /14/.** **Track 3 /12/ относится к мощным устройствам, обеспечивающим доплеровские и высокоинформативные методы, учитывающих стандарты ODS 1992 (табл.2).**

Табл.2 Пределы показателей акустического выхода УЗ-аппаратов (для производителей)

Год введения	FDA, 1987 (Track 1)			FDA, 1997-2008(Track 3)		
	МВт/см ²			МВт/см ²	безразм.	
Индекс (параметр)	ISPTA	ISPPA	I _m	ISPTA	MI	TI = Max(TIS, TIC)
Вид УЗ-исследования:						
Периферических сосудов	720	190	310	720	1.9	(6)
Кардиологические	430	190	310	720	1.9	(6)
Визуализация плода и др.*	94	190	310	720	1.9	(6)
Офтальмологические	17	28	50	50	0.23	1≤

По сравнению с рекомендациями 70-х годов FDA-1997 **увеличила допустимый акустический выход** в несколько раз. В **отсутствии доказанных пределов** можно ожидать, что в будущем, с методическим прогрессом, понадобится дальнейшее повышение этих пределов вместе с совершенствованием контроля риска исследования. Разрешение FDA на рыночную продажу аппаратов по Track 3 **никак не гарантирует отсутствие вредных эффектов** при тех или иных вариантах их использования: **ответственность на обеспечение безопасности пациента при УЗИ переходит к сонографисту.**

Сонографист должен оптимизировать исследования, сбалансировать риск и диагностический выигрыш. Для этого он обосновывает метод исследования и **контролирует по принципу ALARA экспозицию пациента с использованием регулировок аппарата УЗ, в том числе учитывая**

3. Безопасность пациентов при УЗИ

3.3 Обеспечение безопасности пациента при УЗИ

Регулировки системы и способы снижения экспозиции пациента

Контроль экспозиции пациента для реализации принципа ALARA включает контроль акустического выхода и длительности исследования. Для изменения выхода УЗ используются регулировки аппарата. Независимо от типа аппаратуры, при получении изображения используются общие типы контроля мощности УЗ, из которых выделим три:

1. Регулировки, прямо влияющие на интенсивность излучения.

- **Выбор приложения (вида исследования)**: периферических сосудов, сердечные, плода и др., с соответствующими максимальными уровнями интенсивности, которые могут устанавливаться автоматически, иногда требуют ручной регулировки.

Регулировка выходной интенсивности (мощности, акустического выхода) в пределах приложения. Осуществляется изменением напряжения, подаваемого на элементы датчика. Мощность (выход) аппарата может выражаться в % от максимальной, децибелах, интенсивности звука мВт/см², или в термальных и механическом индексах. Большинство аппаратов позволяет выбрать, напр., 50 или 25% максимальной мощности.

3. Безопасность пациентов при УЗИ

3.3 Обеспечение безопасности пациента при УЗИ (продолжение 1)

2. Регулировки, косвенно влияющие на интенсивность.

- **Выбор режима:** В-режим, М-режим, или доплер определяет, является ли луч стационарным, или сканирующим (с его смещением). При сканирующем луче энергия рассеивается по большему объёму, за исключением небольшой области рядом с датчиком.
- **Выбор датчика.** Высокочастотный датчик требует большей интенсивности для исследования на большей глубине. Для **заглубленной структуры** для уменьшения интенсивности или улучшения видимости при доступной интенсивности можно **перейти на меньшую частоту** (датчик с меньшей частотой). Это возможная **альтернатива** повышению акустического выхода при исследовании **заглубленных структур**.
- **Частота повторения импульсов (ЧПИ):** с её повышением повышается временно-усредненная интенсивность (ISPTA). В некоторых системах при уменьшении фокусного расстояния автоматически повышается ЧПИ.
- **Фокусирование.** Устанавливая фокус датчика **на правильную глубину, мы улучшаем** боковое разрешение исследуемой структуры, и не потребуется увеличение интенсивности, чтобы её лучше видеть.
- **Длительность импульса.** Её увеличение повышает временно-усредненную интенсивность. При импульсно-волновом доплере увеличение объема исследования обычно увеличивает длину импульса.

3.3 Обеспечение безопасности пациента при УЗИ (продолжение 2)

4. Регулировки приема, не влияющие на интенсивность излучаемого звука.

Они контролируют обработку эхо-сигналов, полученные сканером.

Включает регулировки: **усиление системы** (усиление ЭХО-сигнала); **усиление, компенсирующее глубину** – TGC (time-gain compensation); изменение динамического диапазона и **постпроцессорная обработка**. Оптимизация этих регулировок **не влияет на мощность**, она изменяют прием и обработку эхо-сигнала. Это позволяет получить **изображение лучшего качества** и более равномерное, **не повышая мощности** излучения. Тем самым избежать повышения экспозиции пациента, т.е. оптимизировать УЗИ.

Рассмотрим здесь **только усиление системы**, как наиболее прямо связанное с **ALARA**. Чтобы получить хорошее изображение, **нужен сильный эхо-сигнал**. Его можно увеличить **либо** увеличением **акустического выхода**, т.е. мощности излучения аппарата, **либо** **увеличением усиления** системы, т.е. повышением её чувствительности. Если сигнал слабый и имеется регулировка усиления системы, мы **всегда сначала увеличиваем чувствительность системы**, и только если этого недостаточно для получения хорошего изображения, мы увеличиваем акустический выход. Так нам понадобится меньше увеличение акустического выхода и мы обеспечим снижение экспозиции пациента. Поэтому в некоторых аппаратах изменение усиления системы производится автоматически при изменении оператором акустического выхода.

Конструктивно **конкретные регулировки и их число различаются, нужно смотреть руководство** к своему аппарату. Принцип ALARA всегда сохраняется.

Сокращение времени экспозиции (времени исследования) оператором – также входит в обеспечение ALARA. **Время** исследования **зависит от возможностей аппарата и датчика, оператора, его квалификации и тренинга и опыта, понимания** им регулировок аппарата, его

3. Безопасность пациентов при УЗИ

3.3 Обеспечение безопасности пациента при УЗИ (продолжение 3)

4. Последовательность использования регулировок для снижения экспозиции пациента

Принцип ALARA требует использования регулировок с целью получения нужного качества изображения (оценки качества) при наименьшей экспозиции пациента.

Приведем пример из /30/:

- Приложение и режимы - исследование печени включающее **В-изображение**, затем **цветовой доплер** для локализации сосудов и **импульсный доплер** для оценки кровотока. - **Получение В-изображения**. Выбираем датчик с нужной частотой. Затем – выбираем **мощность** (интенсивность или акустический выход) **на минимальном уровне**, позволяющем получить изображение. Устанавливаем **фокус** на глубину области интереса. Увеличиваем усиление системы и усиление TGC и другие регулировки до получения хорошего и равномерного изображения. Если при максимальном усилении системы и TGC - недостаточное проникновение в ткани или слабый сигнал – увеличиваем на ступень акустический выход аппарата. Такими **последовательными шагами**, с использованием регулировок, не влияющих и косвенно влияющих на выход, мы получим диагностическое изображение **на наименьшем выходе (мощности) аппарата**. После такой оптимизации В-изображения для локализации сосуда используем

- Допплер. Получив **цветовое** изображение сосуда, мы сократим время для позиционирования **доплеровского контрольного объёма**. Затем работаем с лучом доплера. Устанавливаем наименьшую доплеровскую мощность (интенсивность), позволяющую получить четкий сигнал. Могут понадобиться дополнительные регулировки, напр., установить диапазон скоростей. Затем повышаем усиление системы (датчика), до появления сигнала диагностического качества. Если максимальное усиление датчика недостаточно – повышаем мощность доплера на следующий уровень.

- Это основы применения ALARA выбор датчика, начало работы – с низкого уровня мощности аппарата, получение изображения с помощью фокусирования, усиления системы (датчика) и других регулировок. Если этого недостаточно – повышаем уровень мощности на ступень и повторяем процедуру - до её оптимизации, т.е. получения диагностического результата на наименьшей мощности системы (наименьшей экспозиции пациента).

3. Безопасность пациентов при УЗИ

3.3 Обеспечение безопасности пациента при УЗИ (продолжение 4)

5. Сокращение времени исследования

Следующий этап ALARA – сокращение времени исследования, чему поможет тренинг в применении и обучение ALARA, опыт и учет конституции пациента. Структурирование действий по оптимизации позволит делать это быстро.

К способам снижения времени экспозиции можно отнести также:

- **запись и воспроизведение** (стоп-кадр или кино-петля) части или всего исследования с временным **отключением излучения датчика** (если аппарат не отключает сканирование при просмотре записи – **отодвинуть датчик от кожи**). Всегда датчик на коже - лишь во время сканирования.

- **сокращение** или в отдельных случаях **неиспользование опасного режима** (методики); **сокращение dwell time** – уменьшение времени излучения датчика при фиксированной позиции и фокусировке, напр., **перемещением датчика в ходе** исследования.

Уменьшение времени исследования **не подразумевает спешки**: всё же главное - получить хорошее изображение. Есть разные возможности сократить время экспозиции. Напр., можно **сократить время фокусирования на одной структуре** или **из одного положения датчика**. -- **Не сканируйте беременную дважды**, второй раз – для демонстрации образов родным и третьим лицам.

Не используйте дополнительные режимы (напр., цвет или доплер) и не сканируйте другие области, **если это не уточняет диагноз**. Рекомендуется избегать использования цветового и спектрального доплера при исследовании плода в первом семестре.

Хотя **аппаратура**, имеющиеся и отсутствующие регулировки **различаются**, суть **ALARA одна**: получение качественного изображения при максимально сниженной экспозиции пациента, т.е. **при минимальных акустической мощности и времени исследования**. (наименьшей экспозиции пациента).

3. Безопасность пациентов при УЗИ

3.3 Обеспечение безопасности пациента при УЗИ (продолжение 5)

6. Использование индексов TI и MI для реализации принципа ALARA

По стандарту ODS /15/, на дисплей выводятся и по ходу обновляются индексы потенциала возникновения вредных биоэффектов, MI и TI – с выбором из TIS, TIB, TIC (табл.3).

Термальный индекс	Ткани	Типичные исследования
TIS	Мягкие ткани	Большинство, вкл.сердечные; исследование плода в первом триместре
TIB	Кость около фокуса	Исследование плода во втором и третьем триместре
TIC	Кость около поверхности, черепа. в т.ч. новорожденных	Транскраниальные

TI или **MI** могут не выводиться, если система или датчик не позволяет им превысить 1. Индекс=2 отражает потенциал вредных биоэффектов больший, чем индекс=1, знание, которое и нужно для оптимизации. Если индекс **выводится** – его надо контролировать!

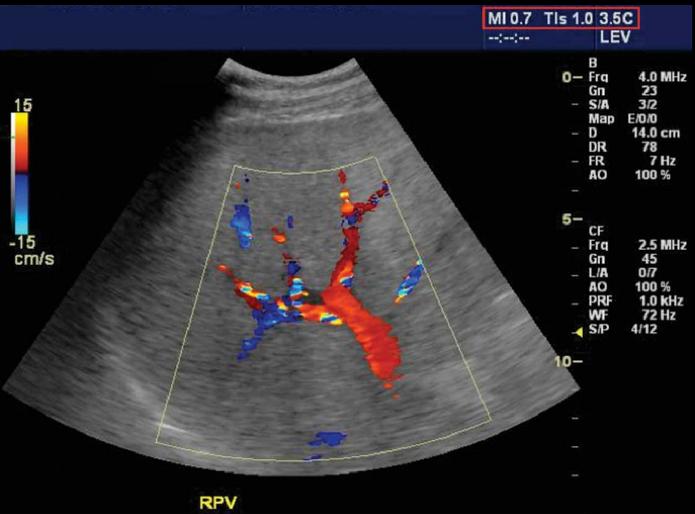


Рис. 2 Индексы MI и TI легко заметны на дисплее, здесь – наверху справа.

Любые TI и MI следует минимизировать, что предполагается структурированием любого исследования. **Один способ снижения экспозиции пациента – снижение мощности аппарата (и индексов)** с использованием регулировок и описанной выше последовательности их применения. **Другой способ** снижения потенциала вредных биоэффектов - **уменьшение времени экспозиции или отказ от применения опасного режима**, по значению индексов и выбора другой

3. Безопасность пациентов при УЗИ

3.3 Обеспечение безопасности пациента при УЗИ (продолжение 6)

7. табл.4 Рекомендованные пределы индексов при разных видах УЗИ (кроме УЗИ плода и новорожденных).

Исследования и показатели	Выводимые индексы ¹	Термальный индекс, соотв.		Механический индекс	
		0-1,0	> 1,0	0-0,3	> 0,7
Общие абдоминальные, периферические сосудистые другие неперечисленные выше исследования	Чаще TIB и MI; TIS – если кости нет в поле исследования	нет огр.	² Ограничено до 1.0<TIB≤1.5 : 120 min 1.5<TIB≤2.0 : 60 min 2.0<TIB≤2.5 : 15 min 2.5<TIB≤3.0 : 4 min 3.0<TIB≤4.0 : 1 min 4.0<TIB≤5.0 : 15 sec 5.0<TIB≤6.0 : 5 sec TIB>6: не рекомендовано	нет огр.	³ при исп. контраста - риск кавитации
Глазные	TIS и MI	нет огр	Сканирование глаза не рекомендовано	нет огр	³ при исп. контраста - риск кавитации
⁴ Взрослые транскраниальные	TIC и MI	нет огр.	(B) restrict time to 0.7<TIC≤1.0 : 60 min 1.0<TIC≤1.5 : 30 min 1.5<TIC≤2.0 : 15 min 2.0<TIC≤2.5 : 4 min 2.5<TIC≤3.0 : 1 min TIC>3: не рекомендовано	нет огр.	³ при исп. контраста - риск кавитации
Мониторинг периферического пульса	TI и MI обычно не выводятся на таких мониторах	Акустический выход непрерывно-волнового доплера для мониторинга пульса так низок, что не требует дополнительных ограничений.			

¹ Многие системы выводят оба индекса одновременно, выводимый вариант TI соответствует выбору исследования – указан в таблице.

² TI >1 – требует ограничения времени экспозиции.

³ MI >0,7 связан с началом риска кавитации при применении контраста, теоретически и возможность кавитации без контраста. Риск растет с увеличением MI.

⁴ Транскраниальные УЗИ могут требовать более высокого акустического выхода, чем другие. Если время дольше рекомендуемого, рекомендуются регулярные перерывы исследования.

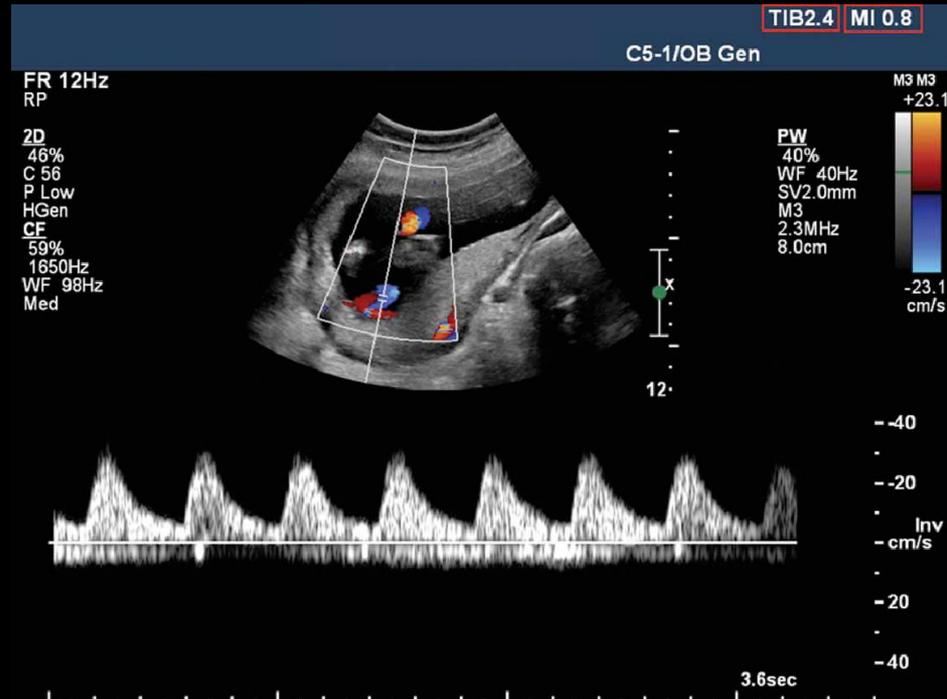
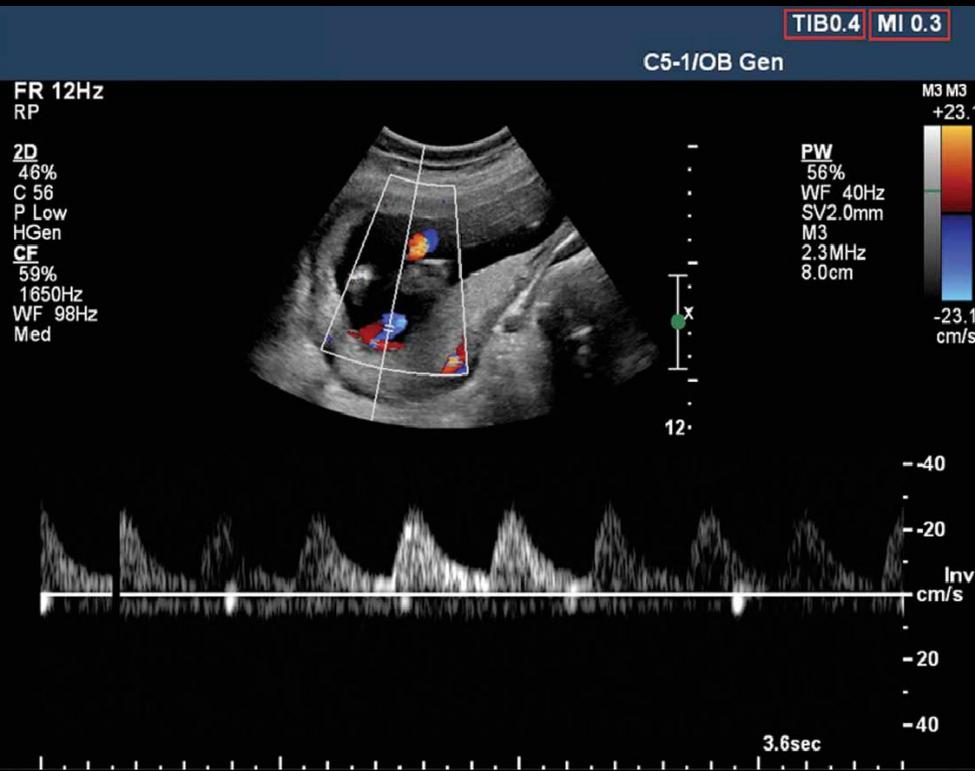
новорожденных

Исследования и показатели	Вывод. индексы	Термальный индекс, соответственно			Механический индекс		
		<0,7	0,7-3,0	>3	<0,3	>0,3	>0,7
Акушерские до 10 недель после последней менструации	TIS и MI	нет огр.	² Ограничь до: 0.7<TIS≤1.0; - 60 min 1.0<TIS≤1.5; - 30 min 1.5<TIS≤2.0; - 15 min 2.0<TIS≤2.5; - 4 min 2.5<TIS≤3.0; - 1 min	Иссл. не рек.	нет огр.	нет огр	⁵ при исп. контраста – риск кавитации
Акушерские после 10 недель после последней менструации	TIV и MI	нет огр.	² Ограничь до: 0.7<TIV≤1.0; - 60 min 1.0<TIV≤1.5; - 30 min 1.5<TIV≤2.0; - 15 min 2.0<TIV≤2.5; - 4 min 2.5<TIV≤3.0; - 1 min	Иссл. не рек.	нет огр	нет огр	⁵ при исп. контраста – риск кавитации
Новорожденных – иссл. транскраниальные и спинальные	TIC и MI	нет огр.	² Ограничь до: 0.7<TIC≤1.0; - 60 min 1.0<TIC≤1.5; - 30 min 1.5<TIC≤2.0; - 15 min 2.0<TIC≤2.5; - 4 min 2.5<TIC≤3.0; - 1 min	Иссл. не рек.	нет огр	нет огр	⁵ при исп. контраста – риск кавитации
Новорожденных – общая и сердечная визуализация	TIV и MI (реком.)	нет огр.	³ Ограничь до: 1.0<TIV≤1.5; - 120 min 1.5<TIV≤2.0; - 60 min 2.0<TIV≤2.5; - 15 min 2.5<TIV≤3.0; - 4 min 3.0<TIV≤4.0; - 1 min 4.0<TIV≤5.0; - 15 sec 5.0<TIV≤6.0; - 5 sec TIV>6; - Иссл. не рек.		нет огр	⁴ возм. минималь. поврежд. легких или кишечн.. Рек. макс. огранич. время иссл.	⁵ при исп. контраста – риск кавитации
Эмбриональное мониторирование сердца	TI, MI обычно не выводятся	Мощность аппаратов сердечного мониторирования низка и их применение по безопасности не требует ограничений времени.					

¹ Многие системы выводят оба индекса одновременно, выводимый вариант TI соответствует выбору исследования – указан в таблице. ² TI >0,7 – требует ограничения времени (включая паузы) экспозиции зародыша или плода, или экспозиции ЦНС новорождённого. ³ TI >1 - требует ограничения времени (включая паузы) экспозиции других органов новорожденного. ⁴ MI >0,3 есть вероятность минимального повреждения легких или кишечника новорожденного. Если исследование необходимо, надо по-возможности сократить его время. ⁵ MI >0,7 риск кавитации при применении контраста с микросферами, теоретически и возможность кавитации без контраста. Риск растет с увеличением MI.

3. Безопасность пациентов при УЗИ

3.3 Обеспечение безопасности пациента при УЗИ (продолжение 8) Исследование одного плода (29 недель) при разных величинах MI и TI.



Слева TI= 0,4 и MI =0,3. Справа TI= 2,4 и MI =0,8. Обратите внимание, что диагностическое качество изображение не изменилось драматично с резким повышением акустического выхода и величинами индексов! Это подчеркивает важность того, чтобы начинать с низкого акустического выхода и увеличивать его только когда необходимо!

http://anesthesia.ucsd.edu/education/visiting-professor/Documents/US_safety.pdf
T.R.Nelson, J.B.Fowlkes, J.S. Abramowicz, C.C.Church, Ultrasound Biosafety Considerations for the Practicing Sonographer and Sonologist.

3. Безопасность пациентов при УЗИ

3.3 Обеспечение безопасности пациента при УЗИ (продолжение 8)

9. Общие краткие рекомендации по безопасности УЗИ.

Таблицы желательно иметь как **справочный материал в кабинете**

Ультразвуковые **исследования** надо делать **только для диагностики**, по медицинским показаниям.

Наряду с подготовкой по ультразвуковой диагностике, **сонографист быть обучен в области безопасности УЗИ**, включая знание термальных и механических биоэффектов УЗ и понимание и использование установок и регулировок аппарата для ограничения акустического выхода.

Время исследования следует **ограничить минимумом**, достаточным для получения диагностического результата.

Акустический выход следует поддерживать **на минимальном уровне**, нужном для получения диагностического результата.

При повышенных значениях MI и TI следует **придерживаться рекомендованных длительностей сканирования** (особенно при акушерских исследованиях).

При беременности сканирование следует выполнять **только по показаниям и не следует отдельно делать для получения кино или фото** на память.

Дополнительно к перечисленным выше в кратких рекомендациях можно добавить:

Выбирать **минимальные достаточные значения частоты повторения импульсов** при исследованиях в импульсном режиме.

Применять **режим непрерывного доплеровского излучения**, если это позволяет достичь адекватного результата по сравнению с импульсным.

Ограничить **длительность импульсного доплера** в дуплексном режиме, с переходом в режим В-сканирования по получении нужной информации.

Соблюдение рекомендаций по безопасности позволяют снизить экспозицию пациента в десятки раз.

При наличии показаний и соблюдении требований безопасности исследования оправданы и достаточно безопасны

Вопросы:

- 1. Оценка и нормирование вредности ультразвука для сонографистов**
- 2. Вредные факторы труда и профессиональные заболевания сонографистов**
- 3. Предупреждение профессиональных заболеваний сонографистов.**

4. Профессиональная вредность при УЗИ

4.1 Риск вреда от УЗ-датчика для сонографиста, вопросы компенсации вреда

В рук. документах СССР 80-х (Гигиенич. Рек. МЗ 85 г., Пр. МЗ №581 88г.) требовалась защита рук сонографиста от контактного УЗ двумя парами перчаток, запрещался контакт с излучателем, требовалась профилактика: ограничение раб. нагрузки, перерывы, упражнения, физиотерапия (ванны, массаж и др.), диспансеризация и др.

Это действовало и в России 90-х, диагностические сканеры = УЗ промышленным источникам, как и все нормы и льготы (ГОСТ12.1.001-89, СанПин2.2.4/2.1.8.582-96, Список профзаб. Пр.МЗ№90 96г., Положение об оплате труда Пр. МЗ №301 92г., Об оплате Пр. МЗ РФ № 35 от 20.02.95 г.).

Но и в действующих Треб. к усл. труда при УЗИ Р 2.2.4/2.2.9.2266-2007г. и СанПин2 1 3 2360 Сан.-эпид.требования к организациям, осуществляющим медицинскую деятельность 2010 г. всё повторяется +: датчик - источник экспозиции врача, ограничить число обследованных 10-ю, персонал информировать о вредности и риске профзаболевания, СИЗ и спец. профмеры, вкл. высокоспециализир. исследования.

Такие документы способствуют повышению восприятия риска профессионального воздействия, врачи объясняют свои заболевания профвредностью УЗ.

Однако гос. позиция меняется. Теперь льготы и компенсации - по результатам аттестации рабочих мест по условиям труда (N 426-ФЗ от 28.12.2013. О специальной оценке условий труда и Пр. Минтруда от 24.01.2014 г. N 33нг о реализации АР426). Предоставление льгот поставлено в зависимость от измеренного уровня фактора, превышения ПДУ контактного воздействия (Условия предост. льгот Пр. МЗС№ 342н.2011г.).

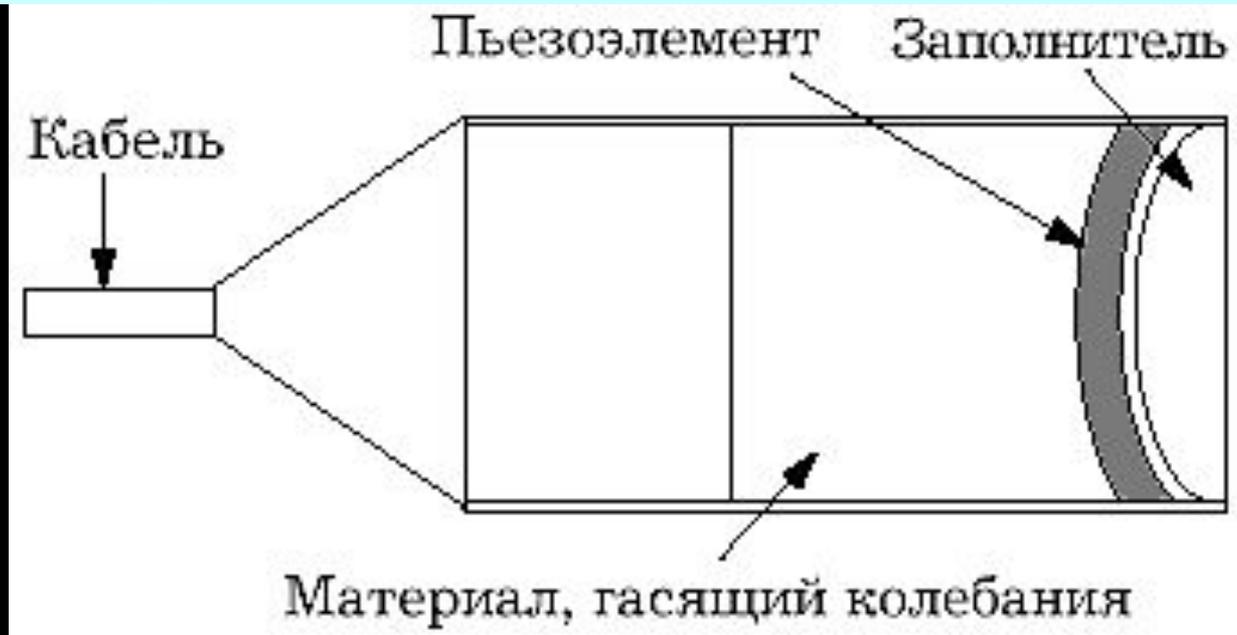
Попробуем по сути разобраться с профессиональной вредностью сонографистов .

4. Профессиональная вредность при УЗИ

4.1 Риск вреда от УЗ-датчика для сонографиста, вопросы компенсации вреда (продолжение)

Но рукоятка датчика УЗ-аппарата не передает определяемого ультразвука на руку оператора! Не м.б. превышения ПДУ (110 дБ в течение всего дня!). Ручки УЗ датчиков не допускают излучения УЗ в направлении оператора и в боковом направлении (т.е. на руки – и не по ультразвуковой безопасности оператора, а для обеспечения основных функций датчика – подавления продолженной вибрации пьезоэлемента после прекращения электрического импульса и исключения эхосигналов откуда бы то ни было, кроме как с направления сканирования (рис. 4).

рис. 4 Упрощенная схема ультразвукового датчика. Следом за пьезоэлементом расположен материал, гасящий УЗ-колебания.



Контрольное ведомство США (FDA) вообще **не рассматривает излучение УЗ от датчика** в руку сонографиста **как фактор риска** и вредности и в своих требованиях для производителей УЗ-датчиков **не предусматривает измерений** этого излучения /37/.

Возможное использование врачом **перчаток** (но не вязанных) рассматривается **не как защита от ультразвука**, а лишь как иногда нужная **гигиеническая мера**.

Они считают, что **руки врача при проведении УЗ исследования не подвергается вредному воздействию ультразвука** от датчика, и это общепризнано в мире.

К декларируемой у нас «опасности прикосновения к излучающей поверхности» датчика:

в современных зарубежных и основанных на них наших руководствах по УЗИ, напр., /38, 39/, 2005, 2012

рекомендуется проверять **ориентацию датчика** по **изображению на дисплее своих пальцев** излучающей поверхности

4.2 Вредные факторы труда и профессиональные заболевания сонографиста

Наша позиция об **УЗ** как **этиологическом факторе профболезней сонографистов** **противоречит** мировой научной литературе и документам **ведущих стран**. Но **наличие профзаболевания подтверждается**. Много врачей жалуется на боли (в порядке частоты и силы) **в шее, плече, запястье, внизу спины, кисти/пальцах, наверху спины, в глазах, в середине спины, плечах** – усиливающиеся при **определенных движениях и рабочих позах**.

Эти состояния называют **мышечнокостными расстройствами - МКР** или **синдромом повторных напряжений**, они связаны с эргономическими причинами и особенностями статичных поз, напряжений и движений оператора /41/. Работа с **УЗИ-датчиком** связано с повторными нагрузками и позами.

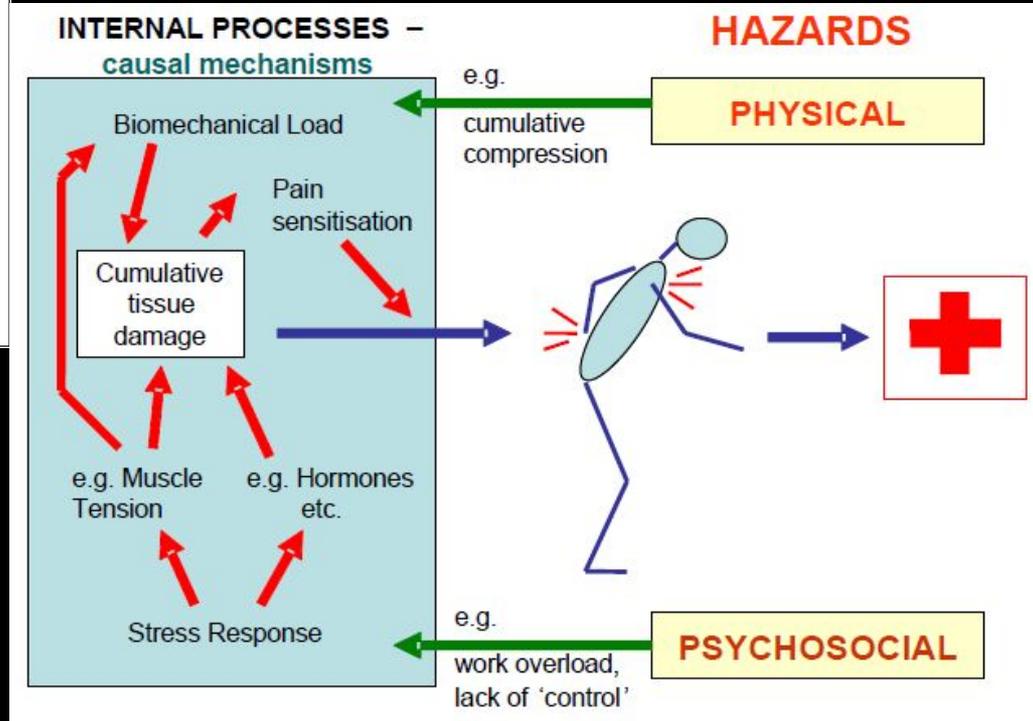
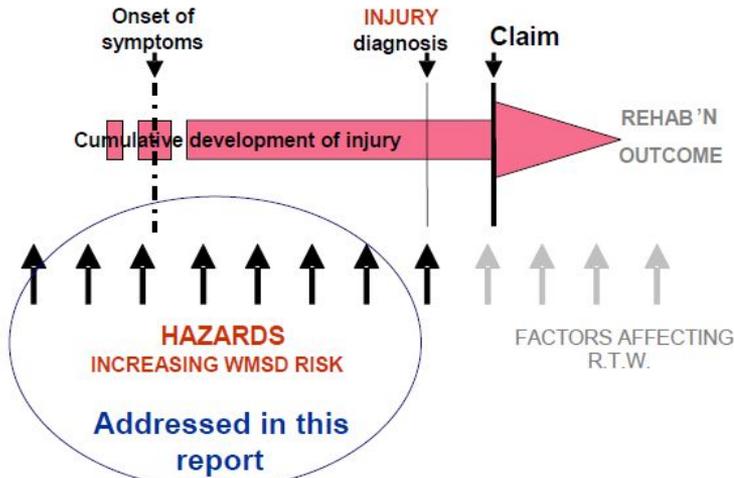
Патогенез синдрома. Из-за нефизиологических поз и движений – происходит микротравматизация, возникает очаг альтаерации клеток и тканей.

При **недостаточном времени восстановления** организма включаются **механизмы воспаления**:

1) местные: аутокринные, **паракринные**, эндокринные и 2) рефлекторные выбросы провоспалительных **цитокинов и аминов** (фибробластами, клетками эндотелия, макрофагами, гранулоцитами и др.), а затем 3) **центральные механизмы**: регуляции мышечного тонуса, выделения стресс-гормонов. Это **замыкает порочный круг воспаления**.

Развивается **отек**, повышение мышечного тонуса, снижение кровотока, спастическая боль, **воспаление** в области сухожилий и связок с вовлечением мышц, суставов и нервов. Развиваются тендовагиниты, миозиты, невриты, артросиновиты и др.

4. Профессиональная вредность при УЗИ (иллюстрация предыдущего)



4.2 Вредные факторы труда и профессиональные заболевания сонографиста (продолжение)

Пример: дорсальное сгибание, пронация или супинация кисти, по сравнению с нейтральным положением, уменьшает объем **карпального** туннеля с его девятью сухожилиями и срединным нервом, что может вести к развитию **туннельного синдрома**.

К факторам, требующих **усиления давления оператора на датчик**, относится и **ожирение** пациентов, случаи которого учащаются. Причинный фактор и **работа на клавиатуре** аппарата и компьютера при написании заключений. Роль играет **плохая эргономика** оборудования, кресла, стола пациента, рабочей станции.

Мускулоскелетные заболевания распространены **не только у сонографистов**, но и у других специалистов и «**офисных**» работников.

Такие профессиональные заболевания в США находятся **на 1-м месте по частоте**.

4. Профессиональная вредность при УЗИ

4.3 Предупреждение профессиональных заболеваний персонала.

В руководстве Р 2.2.4/2.2.9.2266-07 «Гигиенические требования к условиям труда медицинских работников, выполняющих ультразвуковые исследования» и САНПИН 2.1.3.2630-10 приведены данные и **руководящие документы по организации рабочего места и условиям труда**. Не повторяясь, мы остановимся на **предупреждении и смягчения основных профессиональных заболеваний - мышечно-костных расстройств и невритов (МКР)**.

Ниже приведены краткие рекомендации для сонографистов, основанные **на научных статьях и руководящих документах ведущих стран мира**. Приведенные здесь рекомендации направлены на специфические профессиональные факторы и в основной части находятся в сфере ответственности самого сонографиста.

К таким факторам относятся **эргономика рабочего места, организация работы и структурирование рабочего времени**

4. Профессиональная вредность при УЗИ

4.3 Предупреждение профессиональных заболеваний (сводка).

I. По эргономике рабочего места:

Эргономика оборудования **может быть главной причиной** или **отягощающим** фактором в развитии МКР.

Эргономические характеристики оборудования, включая регулируемость, является первым приоритетом при приобретении. Это относится и к монитору, и к электронике, и к мебели.

Все компоненты - стол аппарата, стол или кушетка пациента, кресло должны иметь регулировки под характеристики оператора и пациента.

Наряду с визуальными эргономическими параметрами монитора, большое значение имеет его установка. Наклон монитора для предупреждения шейных расстройств должны позволять оператору смотреть прямо поверх верхнего края монитора.

Датчик должен иметь достаточно толстую и протяженную рукоятку, позволяющая использовать наиболее эффективный ладонный «силовой хват».

Иметь комплект адаптивных приспособлений: подушки и клинья для опоры и отдыха руки при сканировании; браслет на предплечье для шнура датчика, исключаящий передачу на кисть его тягу вбок (вращающий момент) и т.п.

4. Профессиональная вредность при УЗИ

4.3 Предупреждение профессиональных заболеваний персонала (продолжение).

II. При организации работы:

Предусмотреть возможность **перемещения частей рабочего места** так, чтобы элементы контроля и расходные материалы были легко доступны при сканировании необходимой зоны исследования (напр., перемещение сонографиста к ногам пациента).

Отрегулировать высоту кресла, аппарата и стола так, чтобы Ваша спина имела опору поясничной области, бедра располагались горизонтально, плечи были расслаблены, локти расслаблены около бока, предплечья желательнее имели опору, кисти комфортно расположены левая – на клавиатуре, правая – для сканирования.

Отрегулировать **высоту и наклон монитора** соответственно линии взгляда оператора без наклонов головы.

Важен **график работы и перерывов**: более короткие и частые мини-перерывы эффективнее более длинных и редких.

4. Профессиональная вредность при УЗИ

4.3 Предупреждение профессиональных заболеваний персонала (продолжение 3).

III. Факторы труда, требующие постоянного контроля

Ряд потенциально вредных факторов, способствующих развитию профессиональных заболеваний (МКР), находятся полностью или частично в сфере контроля сонографиста, проводящего УЗ-исследование. К ним можно отнести:

- неудобные позы,
- статическое мышечное напряжение,
- повторения движений,
- положение сустава на $>50\%$ его размаха,
- необходимость дотягиваться,
- неэффективный захват датчика,
- необходимое давление на датчик.

Наглядные изображения допустимых и опасных поз и положений тела и конечностей представлены в Приложении к главе 4 (в конце данного раздела), с которым необходимо ознакомиться.

4. Профессиональная вредность при УЗИ

4.3 Предупреждение профессиональных заболеваний персонала (продолжение 4). IV. При проведении сканирования.

Просите пациента придвинуться ближе, изменить позу или повернуться для удобства исследования.

Располагайтесь для исследования в рабочем пространстве так, чтобы избежать скручивания или наклона тела.

Избегайте таких движений (положений), при которых изменение нейтрального положения Ваших суставов превышает физиологические положения (см. значения на диаграммах ниже!).

Применяйте чаще силовой (ладонный) захват датчика, избегайте «щипкового» захвата - пальцами (см. диаграммы ниже!). Зона захвата обычно отмечена рельефом ручки датчика. Чередуйте захват. Используйте для поворота датчика вторую руку вместо той, которая удерживает датчик.

Вставляйте, когда удобно для исследования. Чередуйте руки и захват для сканирования. Расслабляйте руку, уменьшая давление, когда изображение поймано.

Используйте подушки, клинья, скрутки полотенца и сами конечности пациента для опоры предплечья и отдыха при сканировании, браслет на предплечье для кабеля датчика - для снятия с кисти крутящего момента тяги в боковом направлении и т.п.

Целесообразно научиться, по возможности, проводить сканирование левой рукой – при этом качество исследования не страдает.

4. Профессиональная вредность при УЗИ

4.3 Предупреждение профессиональных заболеваний персонала (продолжение 5).

V. При планировании работы и организации рабочего времени.

Планируйте **число пациентов** на смену, чтобы уложиться в рабочее время с учетом необходимых перерывов.

Планируйте список (**порядок**) **исследований** на день так, чтобы чередовать области и задачи исследований, чтобы чаще изменять положение своего тела и движения рук.

Делайте **перерывы** в подходящее время, не близко к обеду или к окончанию работы. Два перерыва по 10 минут лучше, чем один - 20 минут. Предоставляйте отдых и глазам.

Делайте **мини-перерывы** в процессе исследования: приблизьте вашу руку обратно к боку, кисть к нейтральному положению, и ослабьте хват ручки датчика. Старайтесь обеспечить 10 секунд восстановления - на минуту работы.

4. Профессиональная вредность при УЗИ

4.3 Предупреждение профессиональных заболеваний персонала (продолжение 6).

V. При планировании работы и организации рабочего времени.

Лечебная физкультура возможна в перерывах и в нерабочее время. В литературе предлагается множество комплексов лечебной физкультуры, в т.ч. в действующих рекомендациях для сонографистов /33/. Одна лечебная физкультура вряд ли предотвратит развитие профессионального заболевания, если не исключить (или ограничить) повторяющиеся воздействия вредных факторов. Тем не менее, она поддерживает тонус и устойчивость мышечно-суставного аппарата к неблагоприятным воздействиям и его способность к восстановлению. Она особенно применима в ходе лечения и при реабилитации после перенесенного профзаболевания.

4. Профессиональная вредность при УЗИ

4.3 Предупреждение профессиональных заболеваний персонала (продолжение 5).

VI. При переподготовке и самообразовании.

Переподготовка сонографиста должна включать:

знание вредных факторов труда,

эргономические требования к оборудованию, регулировки стола, кресла и др.;

требования к организации работы, в частности, перечисленные выше;

возможное изменение положения оборудования в процессе сканирования;

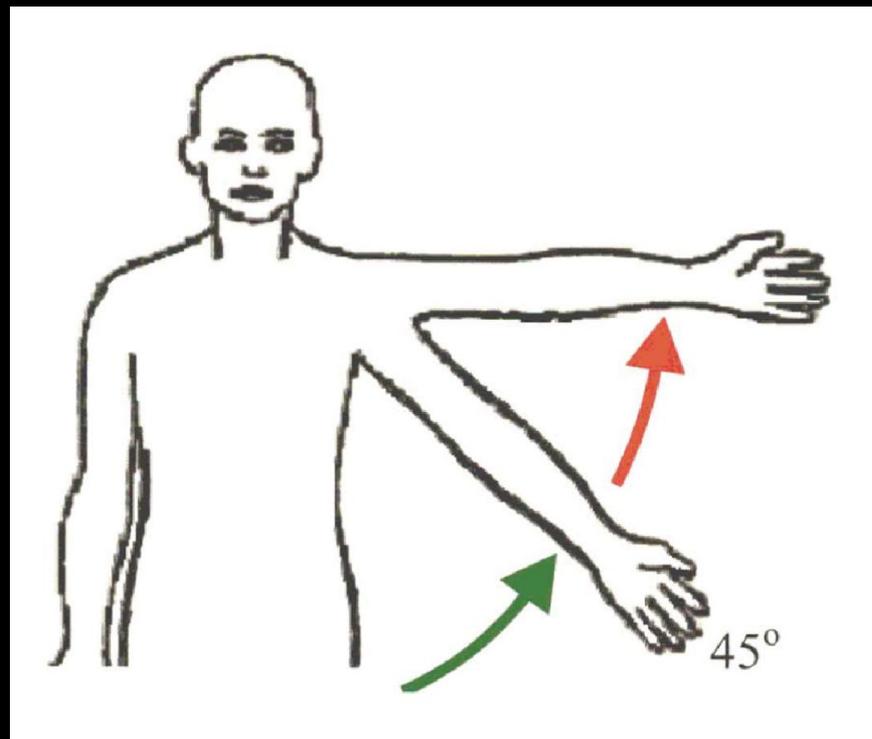
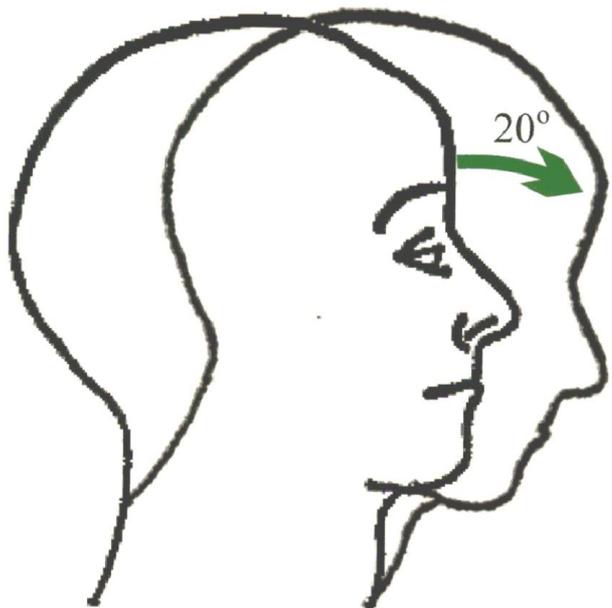
варианты позиционирования пациентов;

использование адаптивных приспособление (подушек, клиньев и конечностей пациента для опоры и отдыха руки сонографиста при сканировании, браслета для шнура датчика и др.);

планирование работы и перерывов, в т.ч - во время проведения процедуры;

симптомы, при которых надо обратиться к врачу.

VII. Приложение. Иллюстрации пределов изменения положения частей тела сонографиста /43/

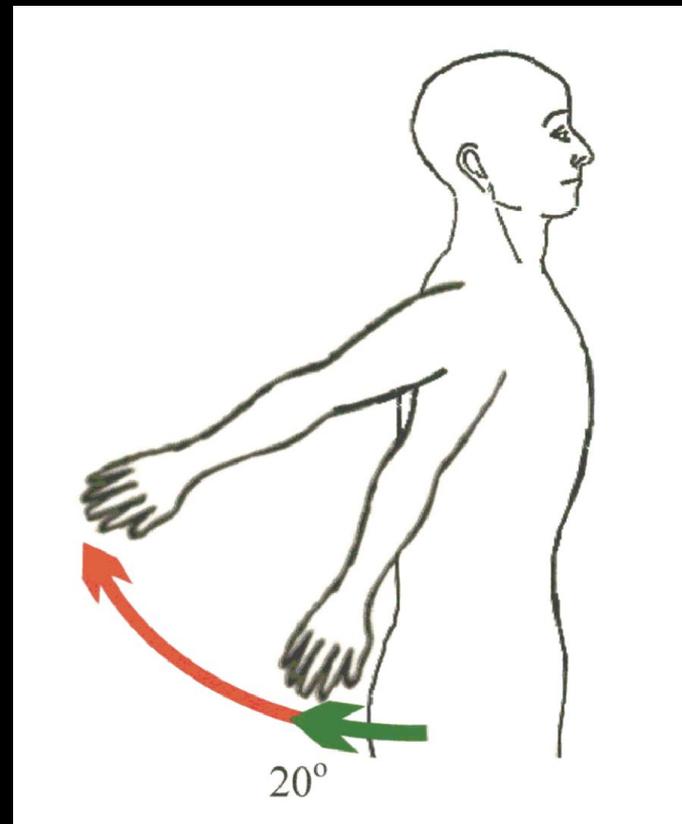
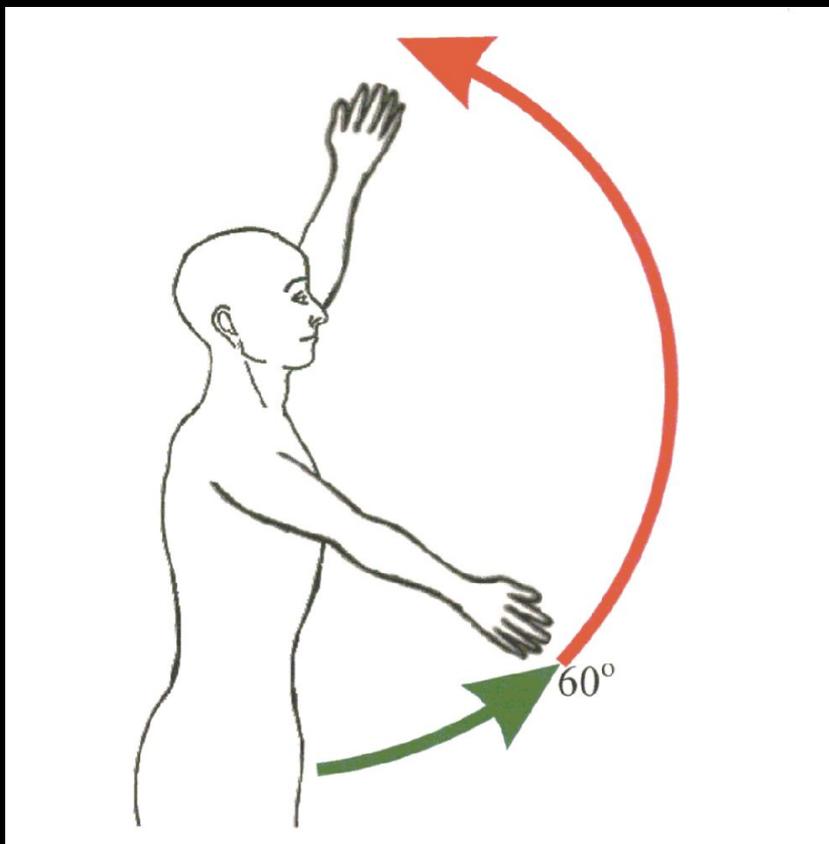


Слева: рис. 5 Шея. Нейтральная поза – прямо.

Опасные зоны: - любое разгибание. Сгибание более 20°.

Справа: рис. 6 Плечо. Абдукция. Нейтральное положение – рука опущена к боку.

VII. Приложение. Иллюстрации пределов изменения положения частей тела сонографиста /43/



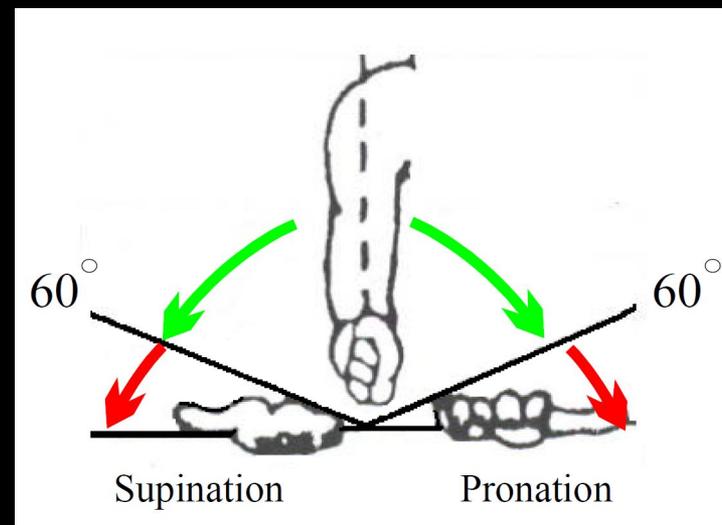
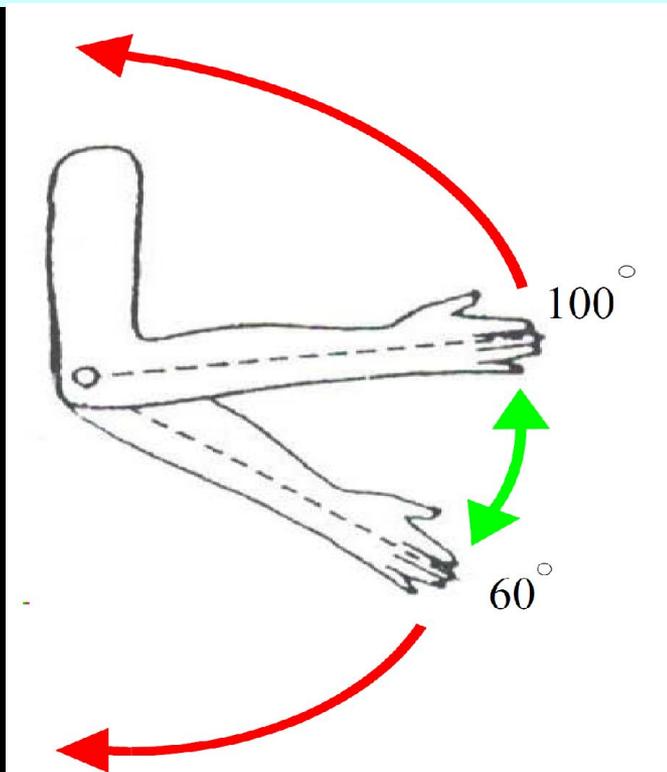
Слева: рис. 7 Плечо. Флексия (сгибание плече-лопаточное).
Нейтральное положение – рука опущена к боку.

Опасная зона: флексия более чем на 60° .

Справа: рис. 8 Плечо. Экстензия (разгибание плече-лопаточное).
Нейтральное положение – рука опущена к боку (кисть вниз).

Опасная зона: Экстензия (рука сзади тела) более чем на 20° .

VII. Приложение. Иллюстрации пределов изменения положения частей тела сонографиста /43/

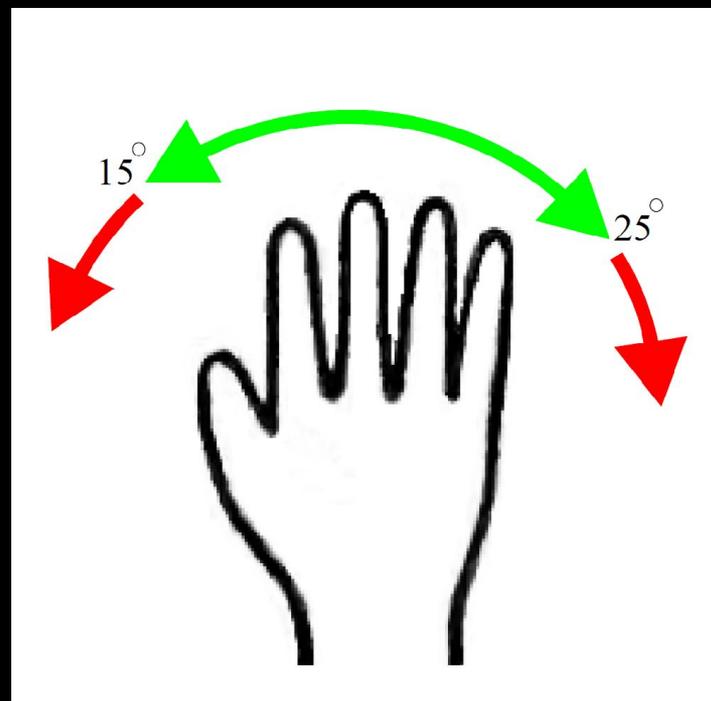
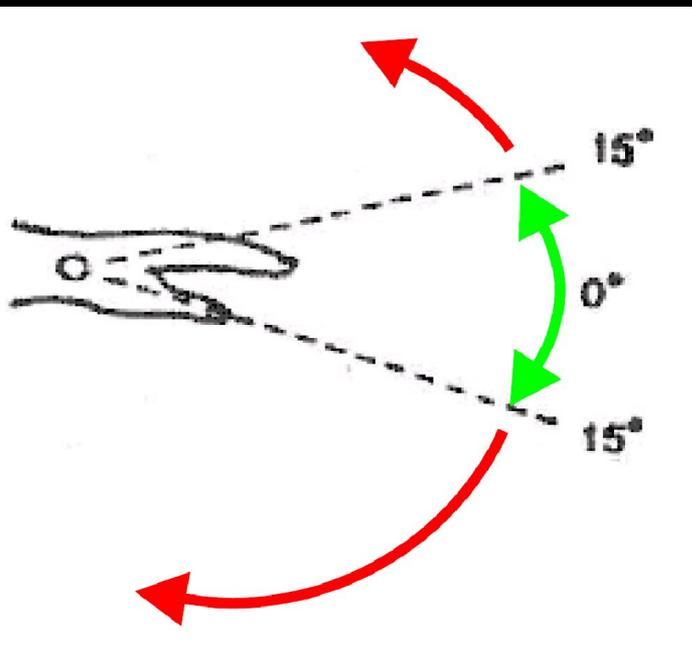


Слева: рис. 9 Предплечье. Сгибание в локте. Нейтральное положение – рука в локте разогнута, опущена к боку. При работе предпочтительно сгибание в локте в пределах 60-100°.

Опасные зоны при сканировании - локтевое сгибание: менее чем на 60°, более чем на 100°.

Справа: рис. 10 Предплечье. Супинация-пронация. Нейтральное положение – кисть вертикально, большой палец вверх. Предпочтительны: супинация-пронация в

VII. Приложение. Иллюстрации пределов изменения положения частей тела сонографиста /43/



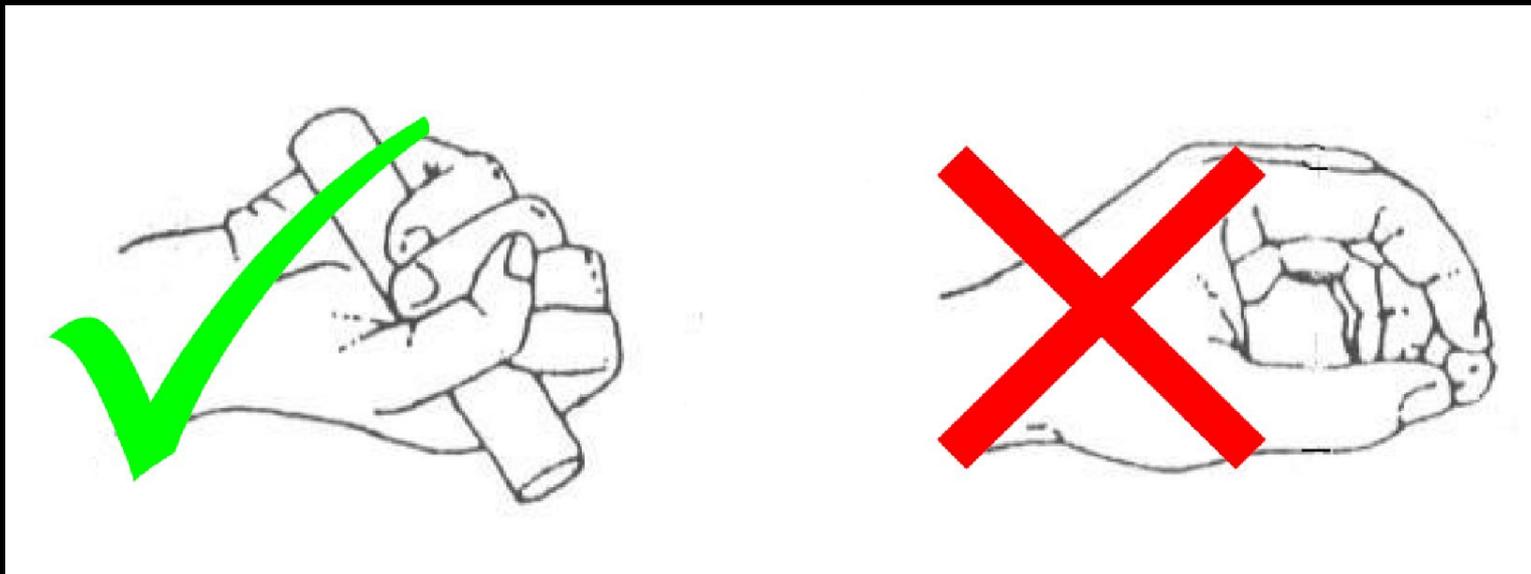
Слева: рис. 11 Запястье. Флексия/экстензия. Нейтральное положение – продолжение предплечья прямо. При работе предпочтительно ограничивать и сгибание и разгибание величиной 15°.

Опасные зоны: - флексия более чем на 15°, - экстензия более чем на 15°.

Справа: рис. 12 Запястье. Лучевое/локтевое отклонение. Нейтральное положение – продолжение предплечья прямо. Предпочтительно : лучевое отклонение не более чем на 15°, локтевое отклонение не более чем на 25°.

Опасные зоны при сканировании: - лучевое отклонение более чем на 15°, - локтевое отклонение более чем на 25°.

VII. Приложение. Иллюстрации пределов изменения положения частей тела сонографиста /43/



Слева: рис. 13 Захват ручки УЗ-датчика.

Слева: Силовой (ладонный) захват. Рекомендуется. Обеспечивает полную силу. Большой палец противопоставляется всем остальным, которые с ладонью полностью окружают рукоятку.

Справа. Щипковый захват. Не рекомендуется. Обеспечивает приложение лишь 25% силы захвата. Большой палец противопоставляется лишь дистальным фалангам части пальцев. Использование связано с большим риском.

Безопасность при проведении ультразвуковых исследований включает обеспечение безопасности 1) пациентов и 2) персонала.

На врача возложена ответственность за обеспечение безопасности пациента при УЗИ путем его оптимизации по принципу ALARA – минимальная экспозиция, т.е. минимальные акустический выход и время его использования при достаточном диагностическом результате. В этом можно опираться на выводимые индексы потенциала вредных эффектов – TI и MI. В конечном счёте оптимум достигается лишь квалификацией сонографиста, в т.ч. обученностью по вопросам безопасности.

Для врача вредным фактором УЗИ является повторяющиеся неудобные позы и положения и мышечные напряжения (при поддержании позы, удержании датчика или давлении на него). Возникающая микротравматизация включает механизмы асептического воспаления; при недостатке времени восстановления развиваются тендовагиниты, миозиты, невриты, артросиновиты и др. Выявление этих патологий и рекомендаций позволит предупредить



**Спасибо за
внимание!**