



Витковская В.Г.<sup>1</sup>, Филонов В.П.<sup>2</sup>, Мрочек А.Г.<sup>1</sup> ✉, Красильников А.А.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ЗАО «БЕЛАСЕПТИКА», Минск, Беларусь

<sup>2</sup> Белорусский государственный медицинский университет, Минск, Беларусь

## Теория и практика создания и применения ультразвукового геля: обзор литературы (часть 1)

**Конфликт интересов:** не заявлен.

**Вклад авторов:** все авторы внесли равноценный вклад в подготовку статьи.

Подана: 01.12.2025

Принята: 16.02.2026

Контакты: alex.mrochek@gmail.com

### Резюме

---

В ультразвуковых процедурах в качестве связующего вещества используется ультразвуковой гель, который заменяет воздух между кожей пациента и датчиком, поскольку ультразвуковые волны плохо распространяются в воздухе. Однако доступность и стоимость коммерческого ультразвукового геля являются основными ограничениями для его широкого применения. В данной обзорной статье дано теоретическое обоснование использования ультразвукового геля для лучшей визуализации структуры тканей организма человека и животных. Описываются свойства и применение диагностического и терапевтического диапазона ультразвуковых волн, а также различие акустического импеданса и параметров коэффициента отражения интенсивности ультразвуковой волны в различных биологических тканях. Рассмотрены условия использования диагностического и терапевтического ультразвука в различных клинических ситуациях: физиотерапии, лечении заболеваний кожи, косметологии, полостных исследованиях сердца и других внутренних органов. В разделе диагностического ультразвука рассмотрены структура ультразвукового датчика и требования к ультразвуковым гелям, необходимые для уменьшения акустического импеданса.

**Ключевые слова:** гидрогель, ультразвук, акустический импеданс, коэффициент отражения, клиническое применение

---

Vitcovskaya V.<sup>1</sup>, Filonov V.<sup>2</sup>, Mrochek A.<sup>1</sup> ✉, Krasilnikov A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> BELASEPTIKA JSC, Minsk, Belarus

<sup>2</sup> Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus

# Theory and Practice of Ultrasonic Gel Creation and Application: A Literature Review (Part 1)

**Conflict of interest:** nothing to declare.

**Authors' contribution:** all authors made equal contributions to the paper.

Submitted: 01.12.2025

Accepted: 16.02.2026

Contacts: alex.mrochek@gmail.com

## Abstract

Ultrasound gel is used as a coupling agent in ultrasound procedures, replacing the air between the patient's skin and the transducer because ultrasound waves propagate poorly in air. However, the availability and cost of commercial ultrasound gel are the main limitations to its widespread use. This review article provides a theoretical justification for using ultrasound gel to improve visualization of tissue structure in humans and animals. It describes properties and applications of diagnostic and therapeutic ultrasound waves, as well as the differences in acoustic impedance and ultrasound intensity reflection coefficient parameters in various biological tissues. The application of diagnostic and therapeutic ultrasound in various clinical situations is discussed, including physiotherapy, skin treatment, cosmetology, and abdominal examinations of the heart and other internal organs. The diagnostic ultrasound section reviews the ultrasound transducer structure and the ultrasound gel requirements necessary to reduce acoustic impedance.

**Keywords:** hydrogel, ultrasound, acoustic impedance, reflection coefficient, clinical application

## ■ ВВЕДЕНИЕ

Ультразвук в настоящее время широко применяется для лечения и диагностики различных медицинских состояний. Например, в ультразвуковой визуализации, которая используется для картирования или идентификации внутренних структур тела пациента, таких как плод, сердце, органы брюшной полости, сухожилия, мышцы и другие органы. Также ультразвук применяется для лечения кожных заболеваний, уменьшения морщин на лице, ускорения заживления тканей, анализа и улучшения растяжимости соединительных тканей. Медицинская ультразвуковая визуализация имеет преимущества перед магнитно-резонансной томографией (МРТ), такие как портативность, визуализация в реальном времени, разумная стоимость и безопасность.

Портативный ультразвук доказал свою растущую полезность как диагностический инструмент. В настоящее время стоимость ультразвукового оборудования относительно невысока, однако доступ к необходимым расходным материалам (в частности ультразвуковому гелю) остается одной из основных проблем, ограничивающих широкое и регулярное применение ультразвуковой диагностики [1, 2].

Ультразвук используется в медицине для неинвазивного исследования внутренних структур человеческого тела [3]. Медицинский ультразвук делится на две категории: диагностический и терапевтический. Диагностические ультразвуковые процедуры применяются для оценки и диагностики широкого спектра заболеваний, связанных с внутренними органами, с целью выявления аномальных образований или изменений в структуре тканей, сосудов и органов. Ультразвуковые датчики работают на мегагерцевых (МГц) частотах и обычно располагаются на поверхности кожи (хотя иногда вводятся внутрь тела).

Диагностический ультразвук подразделяется на анатомический и функциональный. Анатомический ультразвук создает изображения внутренних органов или других структур, тогда как функциональный ультразвук формирует информационные карты, основанные на данных о скорости и движении крови или тканей и других физических характеристиках [4–6]. Ультразвуковая томография – это метод медицинской визуализации, основанный на ультразвуке, который используется для картирования или идентификации внутренних структур тела пациента, таких как плод, мышцы, сухожилия и другие органы, а также для оценки их размеров, структуры и патологических изменений с помощью томографических изображений в реальном времени [7, 8]. Медицинская ультразвуковая визуализация обладает преимуществами по сравнению с магнитно-резонансной томографией (МРТ) и рентгеном, такими как портативность, визуализация в реальном времени, разумная стоимость, отсутствие ионизирующего излучения и безопасность. Однако разрешающая способность МРТ и КТ обычно выше, чем у ультразвуковых систем [9, 10].

Терапевтический ультразвук взаимодействует с тканями организма таким образом, что они либо трансформируются, либо повреждаются без получения изображений. Использование ультразвуковых волн очень высокой интенсивности позволяет разрушать аномальные или пораженные ткани, например, опухоли, а также выполнять такие задачи, как перемещение, нагрев тканей, доставка лекарств в определенные участки тела и растворение тромбов [11]. Терапевтический ультразвук генерирует высокочастотное акустическое воздействие на определенные области для нагрева, абляции или разрушения тканей. Высокоинтенсивный сфокусированный ультразвук (HIFU) – это разновидность терапевтического ультразвука, использующая высокоинтенсивные направленные звуковые лучи. HIFU изучается как метод модификации или разрушения аномальных или пораженных тканей внутри тела без разрезов кожи и повреждения окружающих тканей. Терапевтический ультразвук также применяется для поддержки заживления тканей, анализа и улучшения растяжимости соединительных тканей, а также для лечения кожных заболеваний, в косметологии [4, 5, 7].

Степень медицинской пользы терапевтического ультразвука определяется его применением, и правильное использование этих процедур может минимизировать повреждения [12]. Хотя долгосрочные последствия воздействия ультразвука остаются неясными, большинство специалистов считают, что преимущества перевешивают возможные риски [13]. Всемирная организация здравоохранения (ВОЗ) признала ультразвук эффективным, безопасным, недорогим и универсальным методом [14].

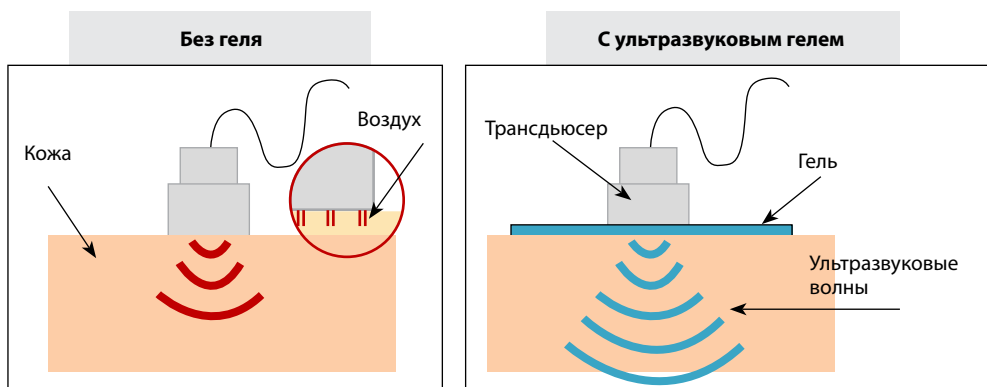
Для проведения ультразвуковых процедур необходим специальный средний слой, который обеспечивает смазку кожи для облегчения перемещения

датчика и заменяет воздух между датчиком и кожей пациента, поскольку ультразвуковые волны плохо распространяются в воздухе из-за очень малого акустического импеданса [12, 15]. Таким образом, требуется связующее вещество, обеспечивающее хороший акустический контакт между кожей и датчиком [16]. В последние годы ультразвуковой гель широко используется в качестве проводящей среды в различных диагностических процедурах, таких как эндоскопия, ультразвуковое исследование, электрокардиография и транспищеводная эхокардиография [17].

Ультразвуковой гель, применяемый для минимизации воздушного зазора между датчиком и кожей пациента, является оптимальной средой для выполнения этих функций. Он передает ультразвуковые волны между кожей пациента и датчиком, снижая несоответствие акустического импеданса и отражение, что обеспечивает четкое изображение [18, 19]. Чем больше разница в акустическом импедансе между двумя средами, тем больше отражение и меньше передача звуковых волн на границе раздела, что влияет на качество изображения. Несмотря на основную цель получения четкого изображения, ультразвуковой гель не должен ухудшать безопасность или комфорт пациента [20]. Коммерческий ультразвуковой гель обладает всеми этими свойствами и является идеальным для использования в ультразвуковой диагностике и других процедурах, однако его стоимость и доступность остаются ограничивающими факторами [21].

Ультразвук применяется с помощью датчика, который обычно контактирует с кожей пациента, а гель используется между кожей и датчиком для улучшения передачи ультразвуковых волн, поскольку они легко поглощаются в воздухе, что показано на рис. 1.

Высокочастотные колебания передаются в ткани, контактирующие с датчиком, отражаются и затем улавливаются датчиком для формирования изображения на ультразвуковом аппарате. Часть ультразвуковой энергии дополнительно поглощается тканями на пути от датчика и обратно. Таким образом, датчик выполняет две функции: передачу и прием звуковых волн.



**Рис. 1. Проникновение ультразвуковой волны при наличии или отсутствии геля**  
**Fig. 1. Ultrasound wave penetration with and without gel**

Гель – это плотное желеобразное вещество, обладающее характеристиками от слабых и мягких до твердых тканей. Гели характеризуются как относительно слабая сшитая структура, которая не течет в состоянии равновесия. По массе гели в основном состоят из жидкости, но ведут себя как твердые тела благодаря трехмерной сшитой структуре внутри жидкости. Именно сшивка внутри жидкости обеспечивает структуру или твердость геля. Проще говоря, гель – это распределение частиц жидкости внутри твердого вещества, где жидкость является дисперсной фазой, а твердое вещество – непрерывной фазой. В некоторых случаях гель является полутвердым и формируется в виде дисков, но при этом сохраняет способность эффективно передавать ультразвуковые волны [3].

Вода часто использовалась в качестве связующего вещества во многих ультразвуковых процедурах из-за ее желаемых акустических свойств. Например, для применения HIFU использовался пластиковый конусообразный контейнер, заполненный водой и покрытый тонкой полиуретановой мембраной на открытом конце, для остановки кровотока из органов и поврежденных сосудов [22, 23]. Однако у такого связующего вещества были существенные недостатки, делающие его непрактичным в клинических условиях, включая проблемы с циркуляцией, ограничением, стерилизацией и дегазацией. В настоящее время для гемостаза с помощью HIFU применяются связующие конусы из твердого титана или алюминия [24]. Благодаря своей прочности они более подходят для потенциальных клинических применений. Тем не менее значительное несоответствие импедансов между тканями и металлом и низкая эффективность передачи энергии из-за высокого коэффициента затухания являются основными недостатками [25].

Таким образом, все эти недостатки привели к идее использования гидрогелей в ультразвуковых процедурах, которые в основном имеют жидкий состав и обладают плотностями, близкими к плотности жидкостей. Предыдущие исследования показали, что гидрогели различных сред являются эффективными средами сопряжения как для терапевтического, так и для диагностического ультразвука [26–28]. Гидрогели – это сети гидрофильных и сшитых полимеров, набухших в воде. Хорошие механические свойства и высокое содержание воды делают гидрогели востребованными для широкого спектра биомедицинских применений. Поскольку гидрогели в основном состоят из воды, они по своей природе обладают низким импедансом и затуханием, идентичными биологическим мягким тканям. Преимущества гидрогеля заключаются в сравнительно низкой стоимости материалов, возможности придания жесткой формы и легкости крепления к ультразвуковому преобразователю. Все эти достоинства делают их привлекательным выбором в качестве одноразовых акустических сопряжений для устройств с высокоинтенсивным сфокусированным ультразвуком [25].

Ключевым элементом любой системы ультразвукового лечения является процесс передачи акустической энергии в тело пациента. Среда акустического сопряжения обеспечивает эффективную передачу ультразвука от преобразователя к тканям. Идеальная среда сопряжения – это однородная среда со скоростью звука, сопоставимой со скоростью звука в обрабатываемой ткани, а также с низким акустическим импедансом и затуханием, что минимизирует преломление и отражение ультразвукового луча на границе сопряжения и ткани.

Акустический импеданс – это физическая характеристика ткани, определяющая степень сопротивления ультразвукового луча при прохождении через ткань. Акустический импеданс (AI) математически описывается формулой:

$$Z = \rho v,$$

где  $Z$  – AI,

$\rho$  – плотность среды (кг/м<sup>3</sup>);

$v$  – скорость звука в среде (м/с).

Следовательно, единицы измерения AI – кг/(м<sup>2</sup>·с) или Рейл.

Скорость звука в различных материалах, плотность и соответствующие акустические импедансы приведены в табл. 1.

Отражения на границах между двумя различными средами возникают из-за различий в акустическом импедансе каждой из них. Часть энергии волны передается, а часть отражается на интерфейсе между средами с разными AI. Чем больше разница в AI между двумя средами, тем сильнее отражение и меньше передача [29, 30].

Для диагностического ультразвука необходимы материалы с акустическими характеристиками, сопоставимыми с мягкими тканями, которые используются в качестве имитаторов тканей. В ультразвуковом изображении мягкие ткани включают связки, сухожилия, фасции, мышцы, волокнистую ткань, нервы, жир и кровеносные сосуды. Акустические параметры включают скорость звука (SoS), коэффициент затухания (потери ультразвуковой энергии материалом) и акустический импеданс [31, 32]. Идеальный материал – имитатор ткани должен иметь плотность около 1,043 г/см<sup>3</sup>, скорость звука 1540±10 м/с, AI около 1,6 МРейл и коэффициент затухания для частот от 2 до 15 МГц в диапазоне 0,5–0,7 дБ/см/МГц, поскольку коэффициент затухания линейно зависит от частоты [33, 34]. При ультразвуковом сканировании материал с подобными свойствами обеспечивает контрастность, разрешение и глубину проникновения, аналогичные мягким тканям [34].

Разница в AI между мягкими тканями и костью, а также между мягкими тканями и воздухом достаточно велика. Эта большая разница между AI кожи и воздуха является причиной использования геля сопряжения для целей визуализации [35, 36].

Плотность, скорость звука и AI для двух коммерчески доступных ультразвуковых гелей приведены в табл. 2.

**Таблица 1**

**Скорость звука, плотность и акустический импеданс различных сред (включая некоторые мягкие ткани)**

**Table 1**

**Sound speed, density and acoustic impedance of various media (including some soft tissues)**

Среда	Плотность (kg/m <sup>3</sup> )	SoS (m/s)	AI (MRayls)
Воздух	1,3	330	0,0004
Вода	1000	1500	1,5
Жир	925	1450	1,34
Кровь	1060	1570	1,66
Кость	1400–1900	4080	5,7–7,8
Мышцы (среднее)	1075	1590	1,70

**Таблица 2**  
**Плотность, скорость и акустический импеданс для двух доступных акустических гелей**  
**Table 2**  
**Density, velocity and acoustic impedance for two available acoustic gels**

Параметр	Konix стерильный гель	Aquasonic 100 ультразвуковой гель
Плотность (kg/m <sup>3</sup> )	983	1030
Скорость (m/s)	1516	1516
AI (MRays)	1,45	

Коэффициент отражения интенсивности (Reflection fraction) определяется как отношение интенсивности отраженной волны к интенсивности переданной или падающей волны. Математически это выражается формулой:

$$\text{Reflection fraction} = \left[ \frac{(Z_2 - Z_1)}{(Z_2 + Z_1)} \right]^2,$$

где  $Z_1$  и  $Z_2$  – акустические импедансы двух сред, образующих границу.

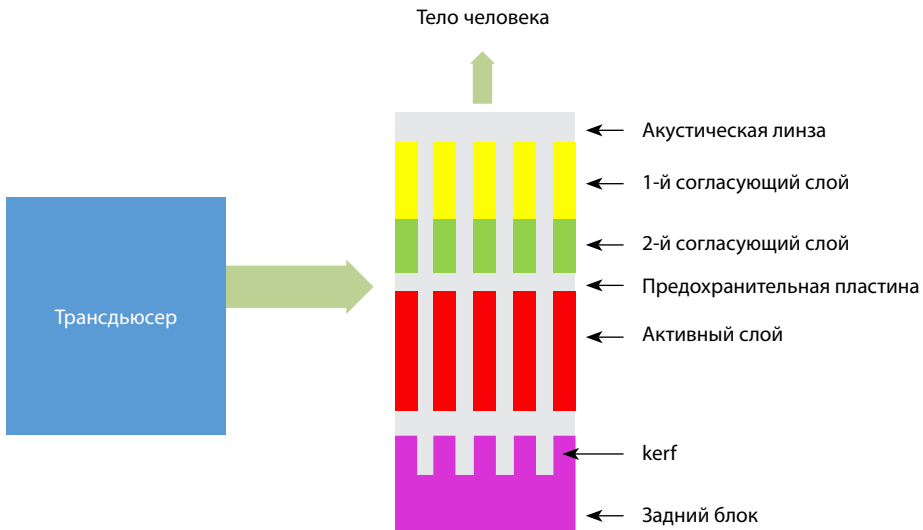
При равенстве AI обеих сред коэффициент отражения равен нулю, что означает отсутствие отражения и полную передачу звуковых волн. Совпадение импедансов (отсутствие отражения) обеспечивает эффективную передачу звуковой энергии от одной среды к другой. Отслеживание отражений и картирование интенсивности отраженных звуковых волн формируют изображение в ультразвуке [36–38]. Если  $Z_1$  – импеданс геля, а  $Z_2$  – импеданс мышцы, то коэффициент отражения интенсивности показывает, что 0,05% звуковых волн отражается на границе геля и кожи человека, а 99,94% проходят через кожу, что противоположно ситуации без использования ультразвукового геля.

Преобразователь – это устройство, преобразующее энергию из одной формы в другую и используемое для генерации ультразвуковых волн. Ультразвуковой преобразователь находится в прямом контакте с кожей пациента. Ультразвуковые волны излучаются преобразователем посредством пьезоэлектрического эффекта, проходят через кожу пациента, проникают внутрь, отражаются от твердых тканей и костей и принимаются обратно преобразователем. Таким образом, преобразователь выполняет функции как передатчика, так и приемника [10, 39–42]. Различные типы преобразователей применяются в таких областях, как урология, кардиология, офтальмология, гинекология, акушерство и ортопедия. Типичный преобразователь состоит из нескольких слоев.

Активный слой обычно состоит из пьезоэлектрического материала, чаще всего пьезокерамики. Этот слой выполняет несколько функций: генерирует ультразвуковую волну в ответ на электрический сигнал, принимает волну, отраженную на границе тканей, и с помощью пьезоэлектрического эффекта преобразует принятые ультразвуковые волны в электрический сигнал. Таким образом, пьезоэлектрический кристалл функционирует как передатчик и приемник звуковых волн. Однако эффективной передачи ультразвуковой энергии между двумя средами препятствует значительное несоответствие акустического импеданса человеческого тела и пьезоэлектрических элементов [10, 43].

Для улучшения передачи ультразвуковой энергии используются акустические согласующие слои, дополнительно к активным слоям [44]. Они служат для согласования импеданса преобразователя с мягкими тканями и повышения эффективности передачи акустической энергии от зонда к тканям (среде передачи). Каждый согласующий слой имеет толщину, равную  $1/4$  длины волны на средней частоте преобразователя, и акустический импеданс около 7 МРейл. В целом выбор материалов с необходимым точным AI в 7 МРейл ограничен. Однослойный подход требует разработки новых материалов. Возможна также реализация двух- или многослойных конструкций с использованием доступных материалов с промежуточными значениями AI между 33,7 МРейл (AI активного слоя, например, керамики) и 1,5 МРейл (AI мягких тканей). Такой дизайн расширяет спектр доступных материалов, но усложняет производство преобразователя [44–46].

Часть ультразвуковых волн распространяется назад от пьезоэлектрического материала, и для их поглощения используется задний блок. Задний блок должен обладать высоким коэффициентом затухания, так как низкий коэффициент затухания может привести к отражению обратной волны от нижней границы блока обратно к пьезоэлементу, создавая шум на ультразвуковом изображении. Помимо демпфирования материала, для усиления рассеивания в заднем блоке применяются структурные модификации, например, введение стержней или канавок [47–49]. Задний блок должен иметь низкий акустический импеданс, так как высокий AI приводит к потере акустической энергии, производимой пьезоэлектрическим материалом, и, как следствие, лишь часть ультразвуковых волн передается в тело человека. Обычно AI заднего блока составляет от 3 до 5 МРейл [50].



**Рис. 2. Схема преобразователя ультразвука**  
**Fig. 2. Ultrasonic transducer circuit diagram**

Прорези (Kerfs) и акустические линзы выполняют две функции: защищают ультразвуковой преобразователь от внешних повреждений и фокусируют ультразвуковой луч в определенную точку [51]. Обычно линзы изготавливаются из резиновых материалов для обеспечения комфортного контакта между пациентом и преобразователем. Термин «прорезь» (Kerf) обозначает пространство между отдельными пьезоэлектрическими элементами, которое изолирует каждый элемент от соседних, снижая перекрестные помехи (crosstalk), которые значительно влияют на работу преобразователя. Для уменьшения перекрестных помех разработаны различные материалы и формы прорезей [10]. Схематическое изображение преобразователя приведено на рис. 2.

### ■ ПРИМЕНЕНИЕ ГЕЛЯ

Ультразвуковой гель используется при различных ультразвуковых процедурах: в физиотерапии, исследованиях сердечно-сосудистой системы, лечении рака, подтяжке кожи лица и ультрасонографии, которые подробно рассмотрены ниже. Для ультразвуковых процедур применяются различные частоты (1–20 МГц) в зависимости от области применения [52, 53]. Например, в диагностических процедурах частоты ультразвука варьируются примерно от 2 до 15 МГц. Более высокие частоты менее проникающие, так как они легче поглощаются из-за меньшей длины волны. Поэтому



**Рис. 3. Различие частот для ультразвукового лечения и анализа**  
**Fig. 3. Distinction in frequencies for ultrasound treatment and analysis**



низкие частоты применяются для исследования глубоких частей тела, а высокие – для поверхностных структур [54, 55]. Высокие частоты имеют преимущество, обеспечивая хорошее различие между целью и окружающими структурами [10]. Обычно для ультразвуковой визуализации используются следующие частоты (рис. 3).

### **Физиотерапия**

Ультразвук является отличной технологией для физиотерапевтов в развивающихся странах. Он недорогой, быстрый и не подвергает пациента радиационному облучению. Физиотерапевты используют ультразвук чаще, чем любые другие электрофизиологические методы. Уровень медицинской пользы диагностического ультразвука остается неопределенным и зависит от конкретного применения. При правильной эксплуатации риск вреда или травмы считается низким, что делает ультразвук методом средней эффективности и низкого риска для физиотерапии. Поверхностные терморесепторы активируются топическими анальгетиками, вызывающими ощущение тепла или холода. Водные гели, содержащие суспензию топических агентов, более эффективны в передаче ультразвуковой энергии по сравнению с менее эффективными кремовыми средствами [56]. Топически применяемые наружные анальгетики обеспечивают некоторую пользу для облегчения боли. Активными ингредиентами большинства из них являются ментол, метилсалицилат или их комбинация. Ментол вызывает охлаждающее ощущение, а метилсалицилат – ощущение тепла. Содержание ментола в большинстве безрецептурных (ОТС) топических анальгетиков составляет 1–16%, а метилсалицилата – 0–30%. Ранее проведенные исследования показали, что при смешивании с ультразвуковым гелем эти вещества усиливают терапевтический эффект ультразвука, обеспечивая быстрое облегчение боли [1, 57–59].

Согласно литературным данным, алоэ вера является одним из растительных материалов, известных своей способностью эффективно снижать воспаление и способствовать заживлению ран. Это позволяет предположить, что алоэ вера обладает потенциальной анальгетической активностью, которую можно использовать в физиотерапевтическом лечении. В геле алоэ вера известно около 75 активных компонентов. Синергетическое действие этих соединений обеспечивает огическую активность, способную лечить серьезные заболевания, такие как рак, проблемы с печенью, кожные заболевания и синдром приобретенного иммунного дефицита (СПИД) [60, 61]. Наличие витаминов С, В<sub>1</sub>, В<sub>2</sub>, В<sub>6</sub> и фолиевой кислоты в мякоти алоэ вера способствует снижению боли за счет стимуляции иммунной системы и уровня простагландина E2 (PGE2), что уменьшает воспалительную реакцию [61, 62]. Также известно, что это растение содержит стероидные и алкалоидные вещества с антиоксидантными свойствами, обладающие потенциалом для лечения рака. Кроме того, гель алоэ вера может ускорять заживление кожных повреждений и различных ожогов. Поэтому он включен в состав ультразвукового геля для быстрого облегчения боли за счет охлаждающего и жгучего эффекта [56].

### **Лечение заболеваний кожи**

Бородавки определяются как доброкачественные опухоли, обычно поражающие кожу и другие эпителиальные ткани и вызываемые вирусом папилломы человека. Различные морфологические формы бородавок зависят от типа вируса и локализации на теле, включая обычные бородавки, подошвенные бородавки, периунгвальные

бородавки, аногенитальные и филлиформные бородавки (бородавки на лице) [63]. Лечение бородавок представляет собой сложную задачу, несмотря на доступность множества методов терапии. Поскольку радикального лечения не существует, применяется комбинация различных методов. К ним относятся лазеры, внутрикожные инъекции блеомицина, криотерапия, 5%-й имиквимод, местное применение салициловой кислоты, 5-фторурацила [64], ретиноевой кислоты [65], аналогов витамина D [66], цинка, цидофовира, пероральных ретиноидов, а также местная и внутрикожная иммунотерапия для лечения упорных бородавок. Вирус папилломы человека вызывает вирусные бородавки, которые могут развиваться в виде папиллом в любой части тела, чаще всего на стопах и руках. Некоторые бородавки регрессируют спонтанно, но большинство требует лечения. Лечение осложняется устойчивостью бородавок к стандартной терапии и высокой вероятностью рецидива.

Криотерапия, или криохирургия, – это целенаправленное и контролируемое разрушение инфицированных тканей с помощью низких температур. Это минимально инвазивная процедура, при которой используется замораживание или холод для уничтожения тканей в организме при лечении различных заболеваний, включая различные формы рака (почки, печени, предстательной железы и легких) [67–70], сердечно-сосудистые заболевания (легочные и артериальные нарушения) [71, 72], а также неврологические состояния [73, 74]. Главное преимущество криохирургических методов – возможность излечения объема пораженных тканей без полного нарушения соседних структур [75]. Поэтому криохирургические подходы превосходят некоторые традиционные хирургические методики с точки зрения более короткого времени восстановления и меньшего риска осложнений [76].

После распыления криогена происходит перенос тепла из ткани в криоген и образование льда во внеклеточном пространстве. Внеклеточные растворенные вещества концентрируются, создавая осмотический градиент, при котором жидкость перемещается во внеклеточное пространство, а концентрация растворенных веществ внутри клетки увеличивается, что приводит к разрушению клетки. Ледяные кристаллы также механически разрушают клеточную мембрану. Кроме того, происходит образование внутриклеточного льда, повреждающего органеллы, такие как эндоплазматический ретикулум и митохондрии. Из-за низкой температуры возникает выраженный вазоконстриктивный эффект и разрушение эндотелия, что приводит к накоплению тромбоцитов, образованию микротромбов и в конечном итоге к ишемическому некрозу ткани. Воспаление развивается в ответ на гибель клеток, вызывая дальнейшее повреждение. Большинство перечисленных методов лечения лишь частично эффективны и сопровождаются высокой частотой рецидивов.

Решением данной проблемы является нанесение ультразвукового геля на рану с последующим криораспылением. Ультразвуковой гель способствует увеличению времени замораживания, поддерживая низкую температуру дольше и повышая эффективность процедуры при минимальных побочных эффектах криотерапии. Минимальное использование криогена оказывается более эффективным и безопасным при применении с гелем [63].

### **Подтяжка кожи лица**

Ультразвук является эффективным и безопасным методом подтяжки кожи лица. Неаблятивные технологии подтяжки кожи применяются для коррекции дряблости

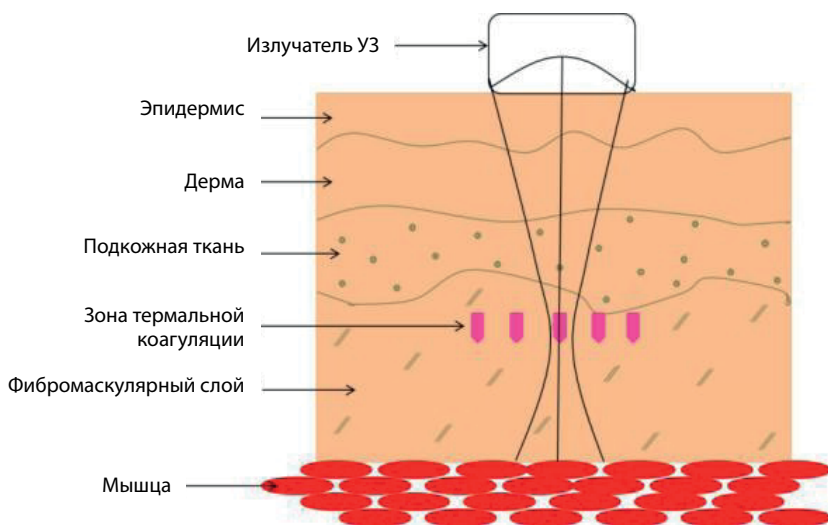
кожи и удаления морщин с минимальным дискомфортом, риском побочных эффектов и коротким восстановительным периодом. Отличная безопасность этих процедур компенсируется их ограниченной эффективностью. В последнее время световые, лазерные и другие энергетические методы были модифицированы для лечения дряблости и морщинистости кожи в так называемом неаблятивном режиме. Привлекательные особенности неаблятивной подтяжки кожи включают возможность быстрого возвращения к работе и социальным активностям, ограниченное время заживления после процедуры, меньшую потребность в контроле со стороны врача и низкий риск осложнений по сравнению с ритидэктомией или аблятивным шлифованием кожи. В результате неаблятивная подтяжка кожи является лучшим вариантом для большинства пациентов по сравнению с хирургической или аблятивной подтяжкой кожи [77, 78]. Однако замена инвазивных процедур неаблятивной подтяжкой ограничена из-за недостаточной стойкости, эффективности и надежности таких процедур [79, 80].

В процессе подтяжки кожи лица используется высокоинтенсивный сфокусированный ультразвук (HIFU). В этой процедуре сначала на целевую поверхность кожи пациента наносится ультразвуковой гель. Затем датчик плотно прижимается к коже для акустического сопряжения. Функция ультразвукового изображения используется для проверки правильного сопряжения датчика с тканями кожи и определения геометрической глубины фокуса, которая должна находиться в среднем или глубоком сетчатом слое дермы. Лечение начинается с подачи серии отдельных ультразвуковых импульсов длительностью около 2 секунд. Затем датчик перемещается на следующую позицию с боковым смещением на 3–5 мм, параллельно и рядом с предыдущей линией обработки. Эта последовательность подачи энергии повторяется многократно. В среднем на шею и лицо каждого пациента наносится около 110 линий воздействия при использовании сфокусированного ультразвука. Из-за различий в размерах лица общее количество линий корректируется для обеспечения равномерного распределения и плотности. Обычно полный курс лечения лица и шеи занимает 15–25 минут. После процедуры гель удаляется, а пациентам сообщают, что легкая отечность и покраснение могут сохраняться несколько дней.

В этих процедурах повреждение эпидермиса минимально, а тепловая энергия фокусируется на подкожной клетчатке и сетчатом слое дермы, где предполагается, что немедленное сокращение тканей и последующий ремоделинг приводят к подтяжке кожи. Лифтинг лица обеспечивает более выраженный эффект по сравнению с неаблятивной подтяжкой кожи и, как считается, обладает более длительным действием. Некоторые пациенты, прошедшие неаблятивную подтяжку, не отмечают заметного улучшения или получают лишь незначительный эффект, и пока не разработаны критерии для прогнозирования и предотвращения таких неблагоприятных исходов. Кроме того, существует потребность в точных трехмерных визуализирующих устройствах, которые могли бы надежно оценивать незначительные изменения объема и подтяжки кожи на типичных чертах лица. Когда такие устройства станут доступны и одобрены, будет проще фиксировать значимые и заметные улучшения после неаблятивной терапии. Учитывая ограничения и перспективы неаблятивной подтяжки кожи, необходимы первоначальные улучшения для сохранения переносимости и безопасности процедуры при повышении ее стойкости и эффективности [78, 81].

Ультразвуковая энергия обладает свойствами, способствующими подтяжке кожи. Во-первых, считается, что ультразвук эффективен для индукции подтяжки кожи за счет передачи энергии в поверхностную мышечно-апоневротическую систему и более глубокие подкожные слои лица [82–86]. Кроме того, поскольку этот метод позволяет избежать вторичного рассеяния и поглощения энергии в дерме и эпидермисе, риск случайного повреждения кожи минимален. Помимо ионизирующего излучения, ультразвук – единственная форма индуцируемой энергии, которую можно произвольно и селективно направлять в ткани. Высокоинтенсивный ультразвук действует следующим образом: ультразвуковое поле заставляет ткани вибрировать и создает трение между молекулами, что приводит к поглощению механической энергии и вторичному образованию тепла. В результате происходит селективная коагуляция ткани в фокусной зоне ультразвукового поля, при этом другие ткани, расположенные ближе или дальше от фокуса, остаются неповрежденными [85–91].

В проспективном исследовании в дерматологической клинике для оценки эффективности и безопасности этой терапии пациенты получали ультразвуковой гель в качестве среды сопряжения, затем наносился местный анестетик, после чего применялось устройство для интенсивной и сфокусированной ультразвуковой подтяжки на щеки, боковые поверхности шеи, лоб и подбородочную область. Стандартизированные фотографии фронтального и бокового видов делались в разные дни. Одно лечение ультразвуком лба обеспечивало среднее повышение высоты бровей на 1,7–1,9 мм. Побочные эффекты ограничивались временным отеком и покраснением,



**Рис. 4. Схема ультразвукового устройства, применяемого на коже. Зонд излучает сфокусированный ультразвуковой пучок I-образной формы, который проникает в дерму. В дерме и подкожной клетчатке образуются зоны термической коагуляции**

**Fig. 4. A diagram of an ultrasound device used on the skin. The probe emits a focused I-shaped ultrasound beam that penetrates the dermis. Thermal coagulation zones are formed in the dermis and subcutaneous tissue**

что характерно для всех световых, лазерных и других энергетических процедур. Большинство пациентов реагировали на лечение, обычно легким отеком и эритемой. Видимые признаки старения кожи лица включают не только поверхностные изменения, такие как мелкие морщины и пятнистая красно-коричневая дисхромия, но и более грубые текстурные изменения, например, морщины и дряблость кожи. Это исследование имело некоторые ограничения, так как было первым исследованием подтяжки кожи ультразвуком на живых пациентах, поэтому использовались умеренные параметры лечения. Более интенсивные параметры воздействия (например, больше проходов, различные глубины фокуса и более высокая плотность энергии) могли бы привести к лучшему эффекту подтяжки тканей. В будущих работах могут использоваться высокоинтенсивные и более сфокусированные ультразвуковые датчики для глубоких тканей с целью получения высокоразрешающих изображений и повышения эффективности подтяжки, что обеспечит улучшенную интраоперационную визуализацию слоев тканей лица и облегчит точное лечение [78, 81, 92]. Схема прохождения ультразвука от датчика к тканям кожи представлена на рис. 4.

### **Кардиоваскулярные исследования**

Ультразвук широко применяется в кардиоваскулярных исследованиях как в клинической медицине, так и в экспериментальных лабораториях. Особенно интересным является получение качественного изображения бьющегося сердца как у эмбрионов мышей, так и взрослых особей [93–95]. МРТ обеспечивает трехмерные и высокоразрешающие изображения сердца мыши сразу после рождения [96], и этот метод используется для фундаментального анализа функции и массы левого желудочка у новорожденных мышей [97]. Однако поддержание физиологической жизнеспособности при относительно длительном времени сканирования от 35 минут до 3 часов, высокие затраты на эту технологию и доступность соответствующего сканера являются основными ограничениями, препятствующими ее регулярному применению для характеристики новорожденных. Кардиальная КТ использовалась у новорожденных мышей для контроля процессов регенерации после травмы [98].

Ультразвуковая визуализация используется для выявления врожденных пороков сердца [99], но необходимость введения контрастных веществ и сравнительно низкое разрешение ограничивают ее применение преимущественно у взрослых животных [100]. Для преодоления всех этих ограничений ультразвук используется в исследованиях сердечно-сосудистой системы [94, 95]. Преимущества этой техники – ее быстрота (время сканирования составляет 10–15 мин. на животное), высокое разрешение (50 мкм) и относительно низкая стоимость [101]. Несмотря на это, низкое пространственно-временное разрешение у новорожденных мышей, обусловленное их небольшим размером и высоким сердечным ритмом, ранее ограничивало ее использование только доплеровским методом для оценки нормального сердечного роста и одномерных измерений во время регенерации после повреждения [102–108]. Визуализация с высоким кадровым режимом, синхронизированная с электрокардиограммой и работающая в килогерцовом диапазоне (ЕКV), генерирует типичный цикл сердцебиения после сканирования [95]. В итоге ультразвуковая визуализация ЕKV позволяет получать *in vivo* информацию о современном функциональном и структурном созревании у новорожденных мышей. Это позволяет обнаруживать рост сердца неинвазивным способом у постнатальных и молодых мышей,

что коррелирует с наблюдениями *in vitro*, а также предоставляет возможность наблюдать функциональные изменения, связанные с повреждением сердца и регенерацией. Эти обстоятельства диктуют повышенные требования к оптическим свойствам и качеству используемых гелей у лабораторных животных. Таким образом, ультразвуковая визуализация EKV с высоким разрешением предоставляет удобный 2D-инструмент *in vivo* для изучения влияния генетических или других изменений на развитие сердца новорожденных.

Хотя ультразвук был открыт на 12 лет раньше рентгена (1883 г.), его применение в медицине началось значительно позже. Первое практическое использование ультразвуковой технологии было зафиксировано во время Первой мировой войны для обнаружения подводных лодок. Использование ультразвука в медицине началось в 1950-х годах [110]. В 1930-х годах ультразвуковая терапия применялась для лечебных целей, таких как физиотерапия, при беременности, лечении рака и других заболеваний. Диагностическое применение ультразвука началось в конце 1940-х годов благодаря сотрудничеству врачей и инженеров в рамках эксперимента SONAR [111]. Физиотерапевты начали использовать ультразвуковую технологию в 1940-х годах. Ультразвуковые волны применяются для медицинской диагностики в визуализации человеческого тела более полувека. В последнее время ультразвуковой гель стал широко использоваться в качестве проводящего вещества во многих диагностических процедурах, таких как эндоскопия, ультрасонография, электрокардиография и транспищеводная эхокардиография [30, 112].

Диагностическая сонография, или ультрасонография (ультразвуковая визуализация), – это диагностическая методика на основе ультразвука, используемая для визуализации структур подкожных тканей, включая сосуды, суставы, мышцы, сухожилия и другие внутренние органы с целью выявления возможных повреждений или патологий. Сонография эффективно отображает мягкие ткани тела. Это широко используемая техника в больницах и медицинских центрах благодаря простоте использования, отсутствию ионизирующего излучения, портативности, возможности диагностики в реальном времени и широкому спектру применений [1, 19, 113–115], с использованием ультразвуковых волн (звуковые волны с частотой, превышающей предел слышимости человека, то есть выше 20 кГц).

При использовании для визуализации ультразвуковые волны генерируются зондом или преобразователем посредством пьезоэлектрического эффекта (сжатие и расширение кристалла, вызывающее вибрации при приложении напряжения). Эти высокочастотные лучи или вибрации передаются в ткани, контактирующие с зондом. Аналогично давление на кристалл (в виде волн, отраженных от слоев тканей) вызывает появление напряжения, которое может быть зарегистрировано. Таким образом, кристалл служит одновременно приемником и передатчиком звука. Ультразвук частично поглощается тканями как при прохождении от зонда к тканям, так и при отражении обратно. Положение и характер каждой границы между органами и тканями можно определить по времени между передачей исходного сигнала и приемом отражений от различных границ сред (с учетом потерь интенсивности сигнала) [114]. По мере развития технологий аппараты становятся легче, с улучшенными характеристиками, увеличенным временем работы от батареи и лучшим качеством изображения. После первоначальных затрат на ультразвуковой аппарат эксплуатационные расходы невысоки и требуют лишь электропитания, квалифицированного

оператора и ультразвукового геля. Гель (или другое связующее вещество) необходим для улучшения передачи звуковых волн от ультразвукового преобразователя к тканям пациента [19].

Хорошо известно, что использование ультразвукового геля было связано со вспышками инфекций по всему миру и был отмечен риск заражения нестерильного ультразвукового геля. Такие вспышки, как правило, включали серьезные клинические инфекции [116–121].

Стандартный ультразвуковой гель не производится стерильным, хотя стерильные версии доступны. Особенно это должно касаться условий использования ультразвукового геля в клинических ситуациях, связанных с наличием у пациентов инфекционного процесса, тяжелой иммуносупрессии, а также находящихся в критическом состоянии. Более подробную информацию по этому вопросу можно найти на следующих ресурсах:

- Guidelines for Professional Ultrasound Practice 8th edition, Society of Radiographers (SoR) and British Medical Ultrasound Society (BMUS) 2023;
- Guidelines for infection prevention and control in sonography: reprocessing the ultrasound transducer Society of Diagnostic Medical Sonography 2022;
- Infection prevention and control in ultrasound: best practice recommendations from the European Society of Radiology Ultrasound Working Group. C.M. Nyhsen, H. Humphreys, R.J. Koerner, N. Grenier, A. Brady, P. Sidhu and others. *Insights Imaging* 2017: volume 8, issue 6, pages 523 to 535;
- ASA Guideline: The safe use and storage of ultrasound gel Australasian Sonographers Association 2013;
- ASA Clinical Statement: The safe use and storage of ultrasound gel Australasian Society for Ultrasound in Medicine 2021;
- AIUM official statement: guidelines for cleaning and preparing external- and internal-use ultrasound transducers and equipment between patients as well as safe handling and use of ultrasound coupling gel American Institute of Ultrasound in Medicine 2023;
- National infection prevention and control manual NHS England;
- Health and Social Care Act 2008: code of practice on the prevention and control of infections Department of Health and Social Care.

## ■ ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Binkowski A., Riguzzi C., Price D. et al. Evaluation of a cornstarch-based ultrasound gel alternative for low-resource settings. *J Emerg Med.* 2014;47:e5-e9. doi: 10.1016/j.jemermed.2013.08.0
2. Aziz A., Dar P., Hughes F. et al. Cassava flour slurry as a low-cost alternative to commercially available gel for obstetrical ultrasound: a blinded non-inferiority trial comparison of image quality. *BJOG-Int J Obstet Gy.* 2018;125:1179–1184. doi: 10.1111/1471-0528.15169
3. Tola J., Hoelscher T., Doyle T.F. *Ultrasound Gel Module Assemblies.* US Pat Appl 20180214125A1, 2018.
4. Coussios C.C., Roy R.A. Applications of acoustics and cavitation to noninvasive therapy and drug delivery. *Annu Rev Fluid Mech.* 2008;40:395–420. doi: 10.1146/annurev.fluid.40.111406.102116
5. Vaezy S., Martin R., Yaziji H. et al. *Hemostasis of punctured blood vessels using high-intensity focused.*
6. Chen C.C., Sheeran P.S., Wu S.Y. et al. Targeted drug delivery with focused ultrasound-induced blood-brain barrier opening using acoustically-activated nanodroplets. *J Control Release.* 2013;172:795–804. doi: 10.1016/j.jconrel.2013.09.025
7. Dohm R. *Ultrasound Gel Container: U.S.* US Pat Appl 20180360415A1, 2018.
8. Schneider L.M. *Gel composition for ultrasound procedure and related method.* US Pat Appl WO2017087606A1, 2017.
9. Prachasilchai W., Punyanitya S., Thiansem S. et al. Clinical Trial of Rice-Based Ultrasound Gel. *Key Eng Mater.* 2020;862:125–129. doi: 10.4028/www.scientific.net/KEM.862.125
10. Chowdhury S.M., Abou-Elkacem L., Lee T. et al. Ultrasound and microbubble mediated therapeutic delivery: Underlying mechanisms and future outlook. *J Control Release.* 2020;326:75–90. doi: 10.1016/j.jconrel.2020.06.008

11. Adzeriho I, Mrochek A, Dmitriev V, Kulak A. The role of streptokinase in the process of ultrasonic destruction of fibrin clots in vitro. *Reports of the National Academy of Sciences of Belarus*. 1999;43(6):79–82. (In Russ.)
12. Lee W., Roh Y. Ultrasonic transducers for medical diagnostic imaging. *Biomed Eng Lett*. 2017;7:91–97. doi: 10.1007/s13534-017-0021-8
13. Organization WH. *Training in diagnostic ultrasound: essentials, principles and standards: report of a WHO study group*. World Health Organization, 1998.
14. Jahan F, Momen M.A., Happy A.A. et al. Formulation and Evaluation of Herbal Ultrasound Gel for Ultrasonography. *J Dis Med Plants*. 2020;6:11–15. doi: 10.11648/j.jdmp.20200601.12
15. Munagsomboon K. Ultrasonography of the liver for nonradiologist. *Thai Hepat*. 2018;1:30–37.
16. Lutz H.T., Gharbi H.A. (ed.) *Manual of Diagnostic Ultrasound Infectious Tropical Diseases*, Springer, Berlin, Heidelberg: Germany, 2007. doi: 10.1007/3-540-29950-5\_3
17. Buscarini E., Lutz H., Mirk P. et al. *Manual of diagnostic ultrasound*. World Health Organization, 2013.
18. Buchalter N. *Ultrasound coupling device*. US8231533B2, 2012.
19. Riguzzi C., Binkowski A., Butterfield M. et al. A randomised experiment comparing low-cost ultrasound gel alternative with commercial gel. *Emerg Med J*. 2017;34:227–230. doi: 10.1136/emered-2016-206169
20. Cherukuri A.R., Lane L., Guy D. et al. Shake No Bake: A Homemade Ultrasound Gel Recipe for Low-Resource Settings. *J Ultrasound Med*. 2019;38:1069–73. doi: 10.1002/jum.14788
21. Vaezy S., Martin R., Keilman G. et al. Control of splenic bleeding by using high intensity ultrasound. *J Trauma Acute Care Surg*. 1999;47:521–525.
22. Vaezy S., Martin R., Yaziji H. et al. Hemostasis of punctured blood vessels using high-intensity focused ultrasound. *Ultrasound Med Biol*. 1998;24:903–10. doi: 10.1016/S0301-5629(98)00050-7
23. Brentnall M.D., Martin R.W., Vaezy S. et al. A new high intensity focused ultrasound applicator for surgical applications. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2001;48:53–63. doi: 10.1109/58.895907
24. Zeng H., Wang J., Ye Q., Deng Z. et al. Study on the refractive index matching effect of ultrasound on optical clearing of bio-tissues based on the derivative total reflection method. *Biomed Opt Express*. 2014;5:3482–3493. doi: 10.1364/BOE.5.003482
25. Prokop A.F., Vaezy S., Noble M.L. et al. Polyacrylamide gel as an acoustic coupling medium for focused ultrasound therapy. *Ultrasound Med Biol*. 2003;29:1351–1358. doi: 10.1016/S0301-5629(03)00979-7
26. Hayakawa K., Takeda S., Kawabe K., Shimura T. et al. Acoustic characteristics of PVA gel. *Proceedings IEEE Ultrason Symp*. 2007;1989:969–972. doi: 10.1109/ULTSYM.1989.67133
27. Young S.R., Dyson M. Effect of therapeutic ultrasound on the healing of full-thickness excised skin lesions. *Ultrasonics*. 1990;28:175–180. doi: 10.1016/0041-624X(90)90082-Y
28. Klucinec B., Scheidler M., Denegar C. et al. Effectiveness of wound care products in the transmission of acoustic energy. *Phys Ther*. 2000;80:469–476. doi: 10.1093/ptj/80.5.469
29. Watson T. *Electrotherapy E-Book: evidence-based practice, 12th ed*. Elsevier Health Sciences, 2008.
30. Lutz H., Buscarini E. *Manual of diagnostic ultrasound, 2nd ed*. World Health Organization: Geneva, Switzerland, 2011.
31. Browne J.E., Rammarine K.V., Watson A.J. et al. Assessment of the acoustic properties of common tissue-mimicking test phantoms. *Ultrasound Med Biol*. 2003;29:1053–1060. doi: 10.1016/S0301-5629(03)00053-X
32. Demi L., Van Sloun R.J.G., Wijkstra H. et al. Cumulative phase delay imaging for contrast-enhanced ultrasound tomography. *Phys Med Biol*. 2015;60:L23.
33. Goodsitt M.M., Carson P.L., Witt S. et al. Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures. *Med Phys*. 1998;25:1385–1406.
34. Phani D., Thomas A., Paramu R. et al. Acoustic and Ultrasonographic Characterization of Neoprene, Beeswax, and Carbomer-Gel to Mimic Soft-tissue for Ultrasound. *Phys Eng Sci Med*. 2020;43:1171–1181. doi: 10.1007/s13246-020-00919-7
35. Alves N., Kim A., Tan J. et al. Cardiac tissue-mimicking ballistic gel phantom for ultrasound imaging in clinical and research applications. *Ultrasound Med Biol*. 2020;46:2057–2069. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2020.03.011
36. Ludwig G.D. The velocity of sound through tissues and the acoustic impedance of tissues. *J Acoust Soc Am*. 1950;22:862–866. doi: 10.1121/1.1906706
37. Frank L.R., Bushberg J.T., Seibert J.A. et al. The Essential Physics of Medical Imaging. *Am J Roentgenol*. 1994;163:1338.
38. Middleton W.D., Kurtz A.B., Hertzberg B.S. *Ultrasound: The Requisites*. Mosby: St. Louis, USA, 2005.
39. Culjat M.O., Goldenberg D., Tewari P. et al. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol*. 2010;36:861–873. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2010.02.012
40. Soria A.C., Villamiel M. Effect of ultrasound on the technological properties and bioactivity of food: a review. *Trends Food Sci Tech*. 2010;21:323–331. doi: 10.1016/j.tifs.2010.04.003
41. Trujillo F.J., Knoerzer K. A computational modeling approach of the jet-like acoustic streaming and heat generation induced by low frequency high power ultrasonic horn reactors. *Ultrasound Sonochem*. 2011;18:1263–1273. doi: 10.1016/j.jultsonch.2011.04.004
42. O'Sullivan J.J., Park M., Beevers J. et al. Applications of ultrasound for the functional modification of proteins and nanoemulsion formation: a review. *Food Hydrocolloid*. 2017;71:299–310. doi: 10.1016/j.foodhyd.2016.12.037
43. Rathod V.T. A Review of Acoustic Impedance Matching Techniques for Piezoelectric Sensors and Transducers. *Sensors*. 2020;20:4051. doi: 10.3390/s20144051
44. Desilets C.S., Fraser J.D., Kino G.S. The design of efficient broad-band piezoelectric transducers. *IEEE T Sonics Ultrason*. 1978;25:115–125.
45. Callens D., Bruneel C., Assaad J. Matching ultrasonic transducer using two matching layers where one of them is glue. *NDT E Int*. 2004;37:591–596. doi: 10.1016/j.ndteint.2004.03.005
46. Do Nascimento V.M., Button V.L.S.N., Maia J.M. et al. *Medical Imaging 2003: Ultrasonic Imaging and Signal Processing, Influence of backing and matching layers in ultrasound transducer performance*, San Diego, USA, 23 May 2003. doi: 10.1117/12.479924
47. Sliwa Jr J.W., Ayter S., Sridhar C.G. et al. *Ultrasound transducer with improved rigid backing*. US Pat Appl US5297553A, 1994.
48. Bae B., Lee H., Lee S. et al. 2013 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS): Development of a highly attenuative backing for ultrasonic transducers with periodic arrangement of polymeric rods inside the backing, Prague, Czech Republic, 21–25 July 2013. Prague, Czech Republic: IEEE; 2013. doi: 10.1109/ULTSYM.2013.0283
49. Chapagain K.R., Ronneklev A. Grooved backing structure for CMUTs. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2013;60:2440–2452. doi: 10.1109/TUFFC.2013.6644746
50. McKeighen R.E. *Medical Imaging 1998: Ultrasonic Transducer Engineering: Design guidelines for medical ultrasonic arrays*, San Diego, USA, 1 May 1998. doi: 10.1117/12.307992
51. Kinsler L.E., Frey A.R., Coppens A.B. et al. *Fundamentals of acoustics, 4ed*. John Wiley & sons: Hoboken, USA, 1999.

52. Awad T.S., Moharram H.A., Shaltout O.E. et al. Applications of ultrasound in analysis, processing and quality control of food: A review. *Food Res Int.* 2012;48:410–427. doi: 10.1016/j.foodres.2012.05.004
53. Al-Nima A.M., Al-Kotajji M., Al-Iraqi O. et al. Preparation and evaluation of ultrasound transmission gel. *Asian J Pharm Clin Res.* 2019;12:422–427.
54. Sprawls P. *Physical principles of medical imaging.* Aspen Gaithersburg, 1993.
55. Bushberg J.T., Boone J.M. *The essential physics of medical imaging.* Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia, USA, 2011.
56. Sekar M., Ali A.S.A., Subramanian G.S. et al. Formulation and evaluation of natural ultrasound gel for physiotherapy treatment. *Indo Am J Pharm Sci.* 2017;4:2548–2554.
57. Anderson M.B., Eggett D. Combining topical analgesics and ultrasound, part 2. *Int J Athl Trai Train.* 2005;10:45–47. doi: 10.1123/att.10.2.45
58. Draper D.O., Anderson M.B. Combining topical analgesics and ultrasound, part 1. *Int J Athl Trai Train.* 2005;10:26–27. doi: 10.1123/att.10.1.26
59. Cage S.A., Rupp K.A., Castel J.C. et al. Relative acoustic transmission of topical preparations used with therapeutic ultrasound. *Arch Phys Med Rehabil.* 2013;94:2126–2130. doi: 10.1016/j.apmr.2013.03.020
60. Egesie U.G., Chima K.E., Galam N.Z. Anti-inflammatory and analgesic effects of aqueous extract of Aloe Vera (*Aloe barbadensis*) in rats. *Afr J Biomed Res.* 2011;14:209–212.
61. Ghosh A.K., Banerjee M., Mandal T.K. et al. A study on analgesic efficacy and adverse effects of Aloe vera in wistar rats. *Pharmacologyonline.* 2011;1:1098–108.
62. Devaraj A., Karpagam T. Evaluation of anti-inflammatory activity and analgesic effect of Aloe vera leaf extract in rats. *Int Res J Pharm.* 2011;2:103–110.
63. Lee S., Kim J.G., Chun S.I. Treatment of Verruca plana with 5% 5-fluorouracil ointment. *Dermatology.* 1980;160:383–389. doi: 10.1159/000250527
64. Kubeyinje E.P. Evaluation of the efficacy and safety of 0.05% tretinoin cream in the treatment of plane warts in Arab children. *J Dermatol Treat.* 1996;7:21–22. doi: 10.3109/09546639609086864
65. Vedamurthy M., Raghupathy S., Vanasekar P. Use of ultrasound gel to increase efficacy of cryotherapy in treatment of warts. *J Am Acad Dermatol.* 2021;85:e275–e277. doi: 10.1016/j.jaad.2020.02.054
66. Schwab R.A., Elston D.M. Topical imiquimod for recalcitrant facial flat warts. *Cutis.* 2000;65:160–162.
67. Ravikumar T.S., Kane R., Cady B. et al. A 5-year study of cryosurgery in the treatment of liver tumors. *Arch Surg-Chicago.* 1991;126:1520–1524. doi: 10.1001/archsurg.1991.01410360094015
68. Onik G.M., Cohen J.K., Reyes G.D. et al. Transrectal ultrasound-guided percutaneous radical cryosurgical ablation of the prostate. *Cancer.* 1993;72:1291–1299. doi: 10.1002/1097-0142(19930815)72:4<1291::AID-CNCR2820720423>3.0.CO;2-I
69. Uchida M., Imaide Y., Sugimoto K. et al. Percutaneous cryosurgery for renal tumours. *Brit J Urol.* 1995;75:132–137. doi: 10.1111/j.1464-410X.1995.tb07297.x
70. Maiwand M.O., Asimakopoulos G. Cryosurgery for lung cancer: clinical results and technical aspects. *Technol Cancer Res T.* 2004;3:143–150. doi: 10.1177/153303460400300207
71. Cox J.L., Ferguson Jr T.B., Lindsay B.D. et al. Perinodal cryosurgery for atrioventricular node reentry tachycardia in 23 patients. *Cardiov Sur.* 1990;99:440–450. doi: 10.1016/S0022-5223(19)36974-0
72. Avitall B., Urboniene D., Rozmus G. et al. New cryotechnology for electrical isolation of the pulmonary veins. *J Cardiovasc Electr.* 2003;14:281–286. doi: 10.1046/j.1540-8167.2003.02357.x
73. Barnard D., Lloyd J., Evans J. Cryoanalgesia in the management of chronic facial pain. *J Maxill Surg.* 1981;9:101–102. doi: 10.1016/S0301-0503(81)80024-0
74. Allen B.H., Fallat L.M., Schwartz S.M. Cryosurgery: an innovative technique for the treatment of plantar fasciitis. *J Foot Ankle Surg.* 2007;46:75–79. doi: 10.1053/j.jfas.2007.01.006
75. Rubinsky B. Cryosurgery. *Annu Rev Biomed Eng.* 2000;2:157–187. doi: 10.1146/annurev.bioeng.2.1.157
76. Etheridge M.L., Choi J., Ramadhyani S. et al. Methods for characterizing convective cryoprobe heat transfer in ultrasound gel phantoms. *J Biomech Eng.* 2013;135:021002. doi: 10.1115/1.4023237
77. Dover J.S., Zelickson B., 14-Physician Multispecialty Consensus Panel. Results of a survey of 5,700 patient monopolar radiofrequency facial skin tightening treatments: assessment of a low-energy multiple-pass technique leading to a clinical end point algorithm. *Dermatol Surg.* 2007;33:900–907. doi: 10.1111/j.1524-4725.2007.33191.x
78. Alam M., White L.E., Martin N. et al. Ultrasound tightening of facial and neck skin: a rater-blinded prospective cohort study. *J Am Acad Dermatol.* 2010;62:262–269. doi: 10.1016/j.jaad.2009.06.039
79. Dierickx C.C. The role of deep heating for noninvasive skin rejuvenation. *Lasers Surg Med Off J Am Soc Laser Med Surg.* 2006;38:799–807. doi: 10.1002/lsm.20446
80. Alster T.S., Lupton J.R. Nonablative cutaneous remodeling using radiofrequency devices. *Clin Dermatol.* 2007;25:487–491. doi: 10.1016/j.clindermatol.2007.05.005
81. Alam M., Dover J.S. *Nonsurgical skin lifting and tightening.* Elsevier, Beijing, China, 2009.
82. Mitz V., Peyronie M. The superficial musculo-aponeurotic system (SMAS) in the parotid and cheek area. *Plast Reconstr Surg.* 1976;58:80–88. doi: 10.1097/00006534-197607000-00013
83. Thaller S.R., Kim S., Patterson H. et al. The submuscular aponeurotic system (SMAS): a histologic and comparative anatomy evaluation. *Plast Reconstr Surg.* 1990;86:690–696. doi: 10.1097/00006534-199010000-00012
84. Mendelson B.C. Surgery of the superficial musculoaponeurotic system: principles of release, vectors, and fixation. *Plast Reconstr Surg.* 2002;109:824–825. doi: 10.1097/00006534-200202000-00076
85. Gliklich R.E., White W.M., Slayton M.H. et al. Clinical pilot study of intense ultrasound therapy to deep dermal facial skin and subcutaneous tissues. *Arch Facial Plast S.* 2007;9:88–95. doi: 10.1001/archfaci.9.2.88
86. White W.M., Makin I.R.S., Barthel P.G. et al. Selective creation of thermal injury zones in the superficial musculoaponeurotic system using intense ultrasound therapy: a new target for noninvasive facial rejuvenation. *Arch Facial Plast S.* 2007;9:22–29. doi: 10.1001/archfaci.9.1.22
87. Coleman D.J., Lizzi F.L., Driller J. et al. Therapeutic ultrasound in the treatment of glaucoma: II. Clinical applications. *Ophthalmology.* 1985;92:347–353. doi: 10.1016/S0161-6420(85)34028-9
88. Gelet A., Chapelon J.Y., Bouvier R. et al. Transrectal high-intensity focused ultrasound: minimally invasive therapy of localized prostate cancer. *J Endourol.* 2000;14:519–528. doi: 10.1089/end.2000.14.519
89. Kennedy J.E., Ter Haar G.R., Cranston D. High intensity focused ultrasound: surgery of the future? *Br J Radiol.* 2003;76:590–599. doi: 10.1259/bjr/17150274
90. Stewart E.A., Gedroyc W.M.W., Tempany C.M.C. et al. Focused ultrasound treatment of uterine fibroid tumors: safety and feasibility of a noninvasive thermoablative technique. *Am J Obstet Gynecol.* 2003;189:48–54. doi: 10.1067/mob.2003.345

91. Laubach H.J., Makin I.R.S., Barthe P.G. et al. Intense focused ultrasound: evaluation of a new treatment modality for precise microcoagulation within the skin. *Dermatologic Surg.* 2008;34:727–734. doi: 10.1111/j.1524-4725.2008.34196.x
92. Rudolph R. Depth of the facial nerve in face lift dissections. *Plast Reconstr Surg.* 1990;85:537–544. doi: 10.1097/00006534-199004000-00008
93. Phoon C.K.L., Turnbull D.H. Ultrasound biomicroscopy-Doppler in mouse cardiovascular development. *Physiol Genomics.* 2003;14:3–15. doi: 10.1152/physiolgenomics.00008.2003
94. Corrigan N., Brazil D.P., McAuliffe F.M. High-frequency ultrasound assessment of the murine heart from embryo through to juvenile. *Reprod Sci.* 2010;17:147–157. doi: 10.1177/1933719109348923
95. Moran C.M., Thomson A.J., Rog-Zielinska E. et al. High-resolution echocardiography in the assessment of cardiac physiology and disease in preclinical models. *Exp Physiol.* 2013;98:629–644. doi: 10.1113/expphysiol.2012.068577
96. Petiet A.E., Kaufman M.H., Goddeeris M.M. et al. High-resolution magnetic resonance histology of the embryonic and neonatal mouse: a 4D atlas and morphologic database. *Proc Natl Acad Sci.* 2008;105:12331–12336. doi: 10.1073/pnas.0805747105
97. Gunadasa-Rohling M., Masters M., Maguire M.L. et al. Magnetic resonance imaging of the regenerating neonatal mouse heart. *Circulation.* 2018;138:2439–2441. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.118.036086
98. Kim A.J., Francis R., Liu X. et al. Microcomputed tomography provides high accuracy congenital heart disease diagnosis in neonatal and fetal mice. *Circ Cardiovasc Imag.* 2013;6:551–559. doi: 10.1161/CIRCIMAGING.113.000279
99. Clark D.P., Badea C.T. Micro-CT of rodents: state-of-the-art and future perspectives. *Phys Medica.* 2014;30:619–634. doi: 10.1016/j.ejmp.2014.05.011
100. Olive K.P., Tuveson D.A. The use of targeted mouse models for preclinical testing of novel cancer therapeutics. *Clin Cancer Res.* 2006;12:5277–5287. doi: 10.1158/1078-0432.CCR-06-0436
101. Zhou Y.Q., Foster F.S., Parkes R. et al. Developmental changes in left and right ventricular diastolic filling patterns in mice. *Am J Physiol-Heart C.* 2003;285:H1563–575. doi: 10.1152/ajpheart.00384.2003
102. Haubner B.J., Adamowicz-Brice M., Khadayate S. et al. Complete cardiac regeneration in a mouse model of myocardial infarction. *Aging (Albany NY).* 2012;4:966. doi: 10.18632/aging.100526
103. Corrigan N., Treacy A., Brazil D.P. et al. Cardiomyopathy and diastolic dysfunction in the embryo and neonate of a type 1 diabetic mouse model. *Reprod Sci.* 2013;20:781–790. doi: 10.1177/1933719112466298
104. Porrello E.R., Mahmoud A.I., Simpson E. et al. Regulation of neonatal and adult mammalian heart regeneration by the miR-15 family. *P Natl Acad Sci.* 2013;110:187–192. doi: 10.1073/pnas.1208863110
105. Blom J.N., Lu X., Arnold P. et al. Myocardial infarction in neonatal mice, a model of cardiac regeneration. *J Vis Exp JoVE.* 2016;111:e54100. doi: 10.3791/54100
106. Reynolds C.L., Zhang S., Shrestha A.K. et al. Phenotypic assessment of pulmonary hypertension using high-resolution echocardiography is feasible in neonatal mice with experimental bronchopulmonary dysplasia and pulmonary hypertension: a step toward preventing chronic obstructive pulmonary disease. *Int J Chronic Obstr.* 2016;11:1597. doi: 10.2147/COPD.S109510
107. Das S., Goldstone A.B., Wang H. et al. A unique collateral artery development program promotes neonatal heart regeneration. *Cell.* 2019;176:1128–1142. doi: 10.1016/j.cell.2018.12.023
108. Castellán R.F.P., Thomson A., Moran C.M. et al. Electrocardiogram-gated kilohertz visualisation (EKV) ultrasound allows assessment of neonatal cardiac structural and functional maturation and longitudinal evaluation of regeneration after injury. *Ultrasound Med Biol.* 2020;46:167–179. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2019.09.012
109. Carovac A., Smajlovic F., Junuzovic D. Application of ultrasound in medicine. *Acta Inform Medica.* 2011;19:168. doi: 10.5455/aim.2011.19.168-171
110. Hendee W.R. Cross sectional medical imaging: a history. *Radiographics.* 1989;9:1155–1180.
111. O'Rourke M., Levan P., Khan T. Current use of ultrasound transmission gel for transesophageal echocardiogram examinations: a survey of cardiothoracic anesthesiology fellowship directors. *J Cardiothorac Vasc An.* 2014;28:1208–1210. doi: 10.1053/j.jvca.2014.02.001
112. Sennoga C.A. *Bioengineering Innovative Solutions for Cancer.* Academic Press: London, UK. 2020:123–161. doi: 10.1016/B978-0-12-813886-1.00007-3
113. Kotlyar S., Moore C.L. Assessing the utility of ultrasound in Liberia. *J Emergencies, Trauma Shock.* 2008;1:10. doi: 10.4103/0974-2700.41785
114. Shah S.P., Epino H., Bukhman G. et al. Impact of the introduction of ultrasound services in a limited resource setting: rural Rwanda 2008. *BMC Int Health Hum Rights.* 2009;9:1–6. doi: 10.1186/1472-698X-9-4
115. Nicolson M., Fleming J.E. *Imaging and imagining the fetus: the development of obstetric ultrasound.* JHU Press: Baltimore, USA, 2013.
116. Viderman D., Khudaibergenova M., Kemaikin V., Zhumadilov A., Poddighe D. Outbreak of catheter-related burkholderia cepacia sepsis acquired from contaminated ultrasonography gel: the importance of strengthening hospital infection control measures in low resourced settings. *Infezioni in Medicina.* 2020;28, issue 4:551–557.
117. Yagnik K.J., Kalyatanda G., Archibald L.K., Cannella A.P. Outbreak of Acinetobacter baumannii associated with extrinsic contamination of ultrasound gel in a tertiary centre burn unit. *Infection Prevention in Practice.* 2019;1, issue 2:100009.
118. Abdelfattah R., Al-Jumaa S., Al-Qahtani A., Al-Thawadi S., Barron I., Al-Mofada S. Outbreak of Burkholderia cepacia bacteraemia in a tertiary care centre due to contaminated ultrasound probe gel. *Journal of Hospital Infection.* 2018;98, issue 3:289–294.
119. Shaban R.Z., Maloney S., Gerrard J., Collignon P., Macbeth D., Cruickshank M. Outbreak of health care-associated Burkholderia cenocepacia bacteremia and infection attributed to contaminated sterile gel used for central line insertion under ultrasound guidance and other procedures. *American Journal of Infection Control.* 2017;45, issue 9:954–958.
120. Angrup A., Kanaujia R., Biswal M., Ray P. Systematic review of ultrasound gel-associated Burkholderia cepacia complex outbreaks: clinical presentation, sources and control of outbreak. *American Journal of Infection Control.* 2022;50, issue 11:1253–1257.
121. Hudson M.J., Park S.C., Mathers A. *Outbreak of Burkholderia stabilis infections associated with contaminated nonsterile, multiuse ultrasound gel: 10 states, May to September 2021.* US CDC Morbidity and Mortality Weekly Report 2022;71, issue 48:1517–1521.