ВЫБОРОЧНОЕ СОЗДАНИЕ ТОЧЕК ТЕРМОКОАГУЛЯЦИИ В ПОВЕРХНОСТНОЙ МЫШЕЧНО-АПОНЕВРОТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЕ ПРИ ПОМОЩИ ИНТЕНСИВНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

Омоложение кожи лица без хирургического вмешательства: новые горизонты

В. Мэтью Уайт, MD; Индер Рай С. Макин, MD, PhD; Питер Дж. Бартэ, PhD; Майкл Х. Слейтон, PhD; Ричард Е. Гликлих, MD

Цели: Чрезкожное воздействие интенсивным ультразвуком на поверхностную мышечно-апоневротическую систему лица (SMAS); создание отдельных/обособленных зон термокоагуляции в SMAS; доказательство того, что ткани, расположенные вне зоны фокуса луча (выше и ниже SMAS) остаются интактными.

Методы: С помощью функции ультразвуковой визуализации, позволяющей выводить на экран изображение тканей, визуализировали SMAS в тканях 6 трупов, после чего воздействовали на SMAS интенсивным ультразвуком. Воздействие проводилось двумя типами ультразвуковых насадок: 202 линии воздействия, на нескольких зонах лица, при различных сочетаниях мощности (0.5-8.0 Дж) и времени воздействия. Затем обработанные ткани иссекли и отправили на макроскопическое и гистологическое исследования для выявления термических повреждений (применяли окрашивание тканей нитросиним тетразолий хлоридом).

Результаты: В SMAS создавались воспроизводимые точки термокоагуляции на глубине до 7.8 мм, при этом близлежащие ткани не повреждались. Эпидермис также остался интактным. Степень сокращения тканей зависела от уровня энергии и плотности воздействия: чем выше энергия воздействия и плотность создания точек термокоагуляции, тем больше сокращались ткани.

Выводы: На примере трупных тканей лица человека было доказано, что интенсивный ультразвук может неинвазивно проникать в кожу и создавать в SMAS обособленные зоны термокоагуляции, воспроизводимые по расположению, размеру и форме. Создание в SMAS обособленных зон термокоагуляции приводит к сжатию и укреплению тканей, этот метод может найти широкое применение в эстетической медицине.

Сведения о принадлежности авторов: Отделение пластической хирургии лица, Кафедра оториноларингологии, Массачусетская клиника глазных и ЛОР болезней и Кафедра отологии и ларингологии, Гарвардская медицинская школа, Бостон (Уайт и Гликлих); Ультера Инк, Меса, Аризона (Макин, Бартэ, Слейтон).

Поверхностная мышечно-апоневротическая система лица (SMAS) – это фиброзная структура, покрывающая мимические мышцы лица и соединяющая их с дермой.[1,2] SMAS отвечает за передачу движений мимической мускулатуры коже лица. SMAS состоит из волокон коллагена и эластина (в схожем соотношении по сравнению с дермой).[3,4] Кожа лица и SMAS обладают вязкоэластичными свойствами, однако исследования показывают, что SMAS обладает гораздо большими удерживающими свойствами, а эффект после хирургической процедуры SMAS-лифтинга сохраняется гораздо дольше.[5]

В косметологии существуют различные неинвазивные процедуры коррекции лицевых морщин (пилинги, микродермабразия, лазерное воздействие).[6,7] Данные методы ограничены по глубине воздействия.
Одна из наиболее эффективных процедур аблятивного омоложения кожи – шлифовка CO_2 лазером. В ходе данной процедуры эпидермис удаляется, в результате термического ожога происходит сжатие дермы и изменение ее структуры. Несмотря на то, что

процедуры аблятивного омоложения эффективны для коррекции поверхностных морщин, их применение ограничено различными побочными эффектами, такими как продолжительная эритема или необратимые пигментационные изменения.

Неинвазивные процедуры (фотоомоложение, радиоволновой лифтинг, омоложение неодимовым лазером) обладают значительно меньшим количеством побочных эффектов, однако они менее эффективны по сравнению с процедурами аблятивного омоложения кожи. Кроме того, ни одна из вышеперечисленных методик не предназначена для воздействия непосредственно на SMAS.

Интенсивный ультразвук – это энергетическое воздействие, способное проникать на несколько сантиметров вглубь ткани. Сфокусированное воздействие интенсивным ультразвуком создает в зоне фокуса луча на заданной глубине зону термокоагуляции, при этом вышележащие слои кожи не повреждаются.[9-11] Ультразвуковые волны вызывают вибрацию в молекулах ткани, трение между молекулами приводит к выработке теплоты. В последние десятилетия фокусированное воздействие интенсивным ультразвуком рассматривалось как неинвазивная хирургическая процедура лечения опухолей различных органов (печень, грудь и матка).[9,10]

Аппарат производства компании Алтера (Ulthera Inc., Mesa, Arizona) был разработан для воздействия непосредственно на мягкие ткани лица и SMAS. Испытываемый аппарат фокусирует энергию в ткани, создавая линии длиной 25 мм из последовательных точек термокоагуляции, расположенных на расстоянии 0.5-5.0 мм друг от друга (**Рисунок 1**). Аппарат работает в двух режимах: режиме сканирования (на дисплей выводится изображение глубоких слоев кожи) и терапевтическом режиме (воздействие интенсивным фокусированным ультразвуком). Доклинические исследования, проведенные нашей группой ученых[11] на коже свиней (кожа свиней схожа по структуре с кожей человека), доказали, что интенсивный ультразвук контролируемо создает обособленные имеющие четкие границы точки термокоагуляции в дерме и подлежащих слоях мягких тканей.

Насколько нам известно, возможность неинвазивно создавать точки термокоагуляции и производить контролируемую точечную денатурацию коллагена в SMAS еще не исследовалась. Этот метод позволяет вызывать выборочное сокращение тканей SMAS, что может найти широкое применение в эстетической медицине. Мы утверждаем, что исследуемый аппарат воздействует на глубокие слои кожи лица, а именно на подкожные оединительные ткани (SMAS-структура).
Цели исследования: воздействовать интенсивным ультразвуком на целевые структуры подкожных тканей (в частности SMAS); создать обособленные точки термокоагуляции в SMAS; доказать, что ткани, находящиеся вне зоны фокуса луча (выше и ниже целевых структур) остаются интактными.

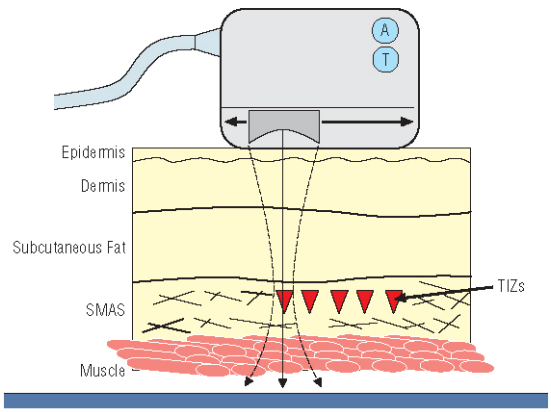

Рисунок 1. Схематичное воздействие интенсивным ультразвуком

Ультразвуковая насадка фокусирует энергию в глубоких слоях кожи для создания точек термокоагуляции в SMAS. Насадка создает многочисленные точки термокоагуляции на заданной глубине.
Epidermis - эпидермис
Dermis - дерма
Subcutaneous Fat - подкожно-жировая клетчатка
SMAS - поверхностная мышечно-апоневротическая система лица
Muscle - мышца
TIZs – точки термокоагуляции

МЕТОДЫ

Данное исследование было одобрено Экспертным советом по исследованиями человеческого организма, Массачусетская клиника глазных и ЛОР болезней. Банк тканей (Интернешенл Биолоджикал Инк, Гросс Пойнт, Мичиган) предоставил 6 замороженных голов человеческих трупов. Трупные образцы: два – мужского пола, 4 – женского пола; возраст - 49-72 года, не зафиксировано никаких следов хирургических операций на лице. Образцы хранили в морозилке; каждый образец имел свой серийный номер на бирке.

Аппарат для воздействия интенсивным ультразвуком

Аппарат (производитель Ulthera Inc.) предназначен для фокусированного направленного ультразвукового воздействия на целевые структуры в тканях человека (дерма и подлежащие слои). Ультразвуковая насадка работает в двух режимах: режим визуализации (используется для получения изображения интересующей области до терапевтических экспозиций ультразвука) и терапевтический режим (обработка зоны ультразвуковыми импульсами). В терапевтическом режиме насадка генерирует последовательность ультразвуковых импульсов, создавая линии из последовательных точек термокоагуляции, расположенных на расстоянии 0.5-5.0 мм друг от друга. При этом параметры воздействия - выходная мощность, время воздействия, длина линии воздействия, расстояние между точками термокоагуляции, пауза между импульсами – могут изменяться для каждой индивидуальной последовательности ультразвуковых импульсов. Таким образом, на определенной глубине в целевых структурах можно создавать линии, состоящие из точек термокоагуляции (длина линии - 25 мм).

Глубина воздействия зависит, прежде всего, от частоты ультразвука. Доклинические исследования[11] на живой ткани (ткани свиньи) показали, что при воздействии ультразвуком более высокой частоты точки термокоагуляции создаются в более поверхностных слоях, а при воздействии ультразвуком более низкой частоты точки термокоагуляции создаются в более глубоких слоях кожи. Результаты исследования были получены при использовании насадок, работающих с частотой 7.5 и 4.4 МГц, с глубиной фокусировки луча – 4.5 мм.

Процедура

Исследования проводились на трупных образцах при комнатной температуре воздуха (20°C). Образцы были предварительно помещены в водяную баню для размораживания на ночь. Для обработки выбрали несколько областей на лице с двух сторон: щеки, предушная область, височная область, лоб и шея. На кожу в намеченной зоне обработки тушью нанесли разметку, используя разметочную сетку (**Рисунок 2**А). Расстояние между точками разметки составило 10 мм по вертикали и горизонтали, таким образом, точки образовали единую сетку на всей предполагаемой зоне обработки.

Были выбраны зоны обработки на лице. Для каждой зоны были заданы параметры воздействия. До обработки была сделана ультразвуковая визуализация каждого участка, изображение каждого участка было сохранено. В режиме визуализации отображались

поверхностные и глубокие слои кожи, подкожно-жировая клетчатка, SMAS, околоушная фасция, а также околоушная железа.

Воздействие осуществлялось по векторам лифтинга. Использовалось 2 схемы нанесения линий воздействия: (1) до 7 горизонтальных линий воздействия на расстоянии 10 мм друг от друга при различных уровнях мощности; (2) близко расположенные линии воздействия (n=15-20), расстояние между линиями 2-3 мм, при фиксированном уровне мощности.
После завершения обработки ось линии воздействия отмечали корректирующей жидкостью (Уайт-Аут; Бик Корп, Милфорд, Коннектикут) (Рисунок 2Б).

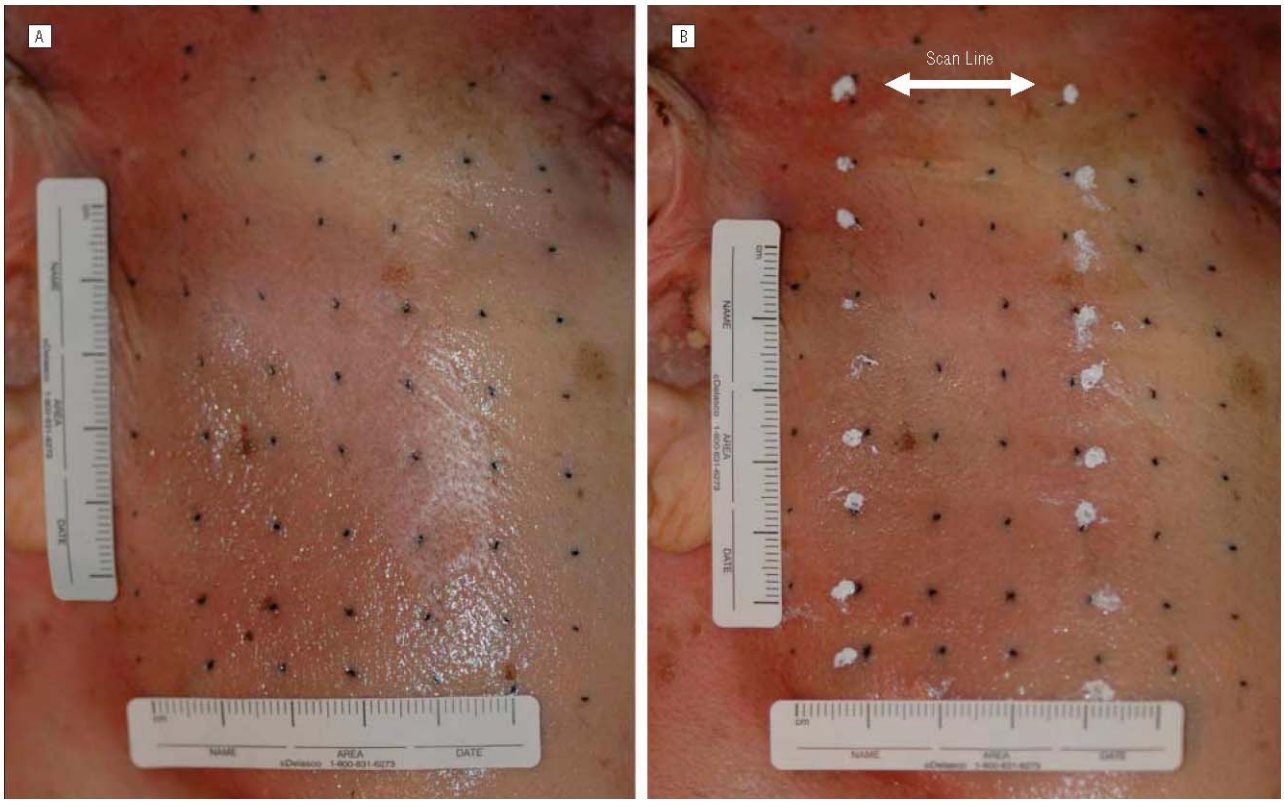

Рисунок 2. *Цифровые снимки зоны, на которую воздействовали интенсивным ультразвуком: правая предушная область.*
2А - до обработки, сетка нарисована тушью. Обработка осуществлялась по горизонтали вдоль нанесенной сетки (по векторам лифтинга)
2В - сразу после воздействия. Линии обработки помечены корректирующей жидкостью.
Scan Line - линия сканирования

Каждый обработанный участок кожи трупного образца иссекали вместе с поднадкостничным слоем, клали на планшет из акрилового стекла (Плексиглас; Акрема Групп, Филадельфия, Пенсильвания) и помещали в морозилку примерно на 2 часа (температура -15°C). На образце ткани хирургическим лезвием делались тонкие срезы толщиной 1 мм перпендикулярно линиям ультразвукового воздействия. Затем тонкие лоскуты ткани с макроскопическими срезами погружали в раствор с нитросиним тетразолием (хлористым) на ночь для определения жизнеспособности клеток.[11, 12] Оставшуюся часть подвергшейся воздействию ткани залили гистологическим препаратом и отправили на анализ.

Области, подвергшиеся обработке, были сфотографированы (с высоким разрешением) однообъективным зеркальным фотоаппаратом (Никон Д-70, Никон США, Мелвилль, Нью-Йорк). Фотографирование проводилось в стандартизированных условиях (расстояние, освещение). Были сделаны фотографии левого и правого профилей до и

после процедуры (Рисунок 2). Также делались цифровые снимки макроскопических срезов ткани после окрашивания нитросиним тетразолием (хлористым).

Гистологический анализ

В исследовании использовались ткани трупа, целью было оценить состояние коллагена, методом окрашивания обработанных участков нитросиним тетразолием.[12] При окрашивании замороженных срезов тканей происходит восстановление нитросинего тетразолия хлорида (показатель окислительно-восстановительной реакции) под действием никотинамидадениндинуклеотид-диафораза, что и дает интенсивный синий цитоплазматический пигмент. Как только клетки отмирают, активность никотинамидадениндинуклеотид-диафоразы сразу снижается. Таким образом, если при окрашивании нитросиним тетразолием клетки замороженного среза окрашиваются в синий цвет, это означает, что они живы. Если же цвета нет, это признак коагуляционного некроза клеток.[13] В нашем исследовании мы также использовали стандартный метод окраски гематоксилин-эозином, который ранее использовался для определения денатурации коллагена в результате теплового воздействия при процедурах лазерного удаления волос и аблятивного омоложения.[14] Оба указанных метода позволяют точно определить расположение и размер зон термокоагуляции.

Анализ цифровых снимков

Используя программу для обработки цифровых фотографий (NIH Image; http://rsbweb.nih.gov/ij/), снимки, сделанные после процедуры ультразвукового воздействия, сравнили с фотографиями до лечения. Затем измерили длину каждой горизонтальной и вертикальной линии воздействия в размеченной сетке, результаты записали и позднее сравнили. Степень немедленного сжатия кожи в результате теплового воздействия рассчитывали следующим образом: длина линии до воздействия минус длина линии после воздействия, полученный результат делили на длину линии до воздействия и выражали в процентах. Сжатие кожи в результате теплового воздействия сравнивали параллельно и перпендикулярно линиям обработки для определения вектора наибольшего сокращения коллагена. Глубина и размер зон термокоагуляции оценивали по цифровым снимкам макроскопических срезов ткани после окрашивания нитросиним тетразолием (хлористый).

РЕЗУЛЬТАТЫ

В исследовании изучались 6 трупных голов. Всего было сделано 202 линии ультразвукового воздействия (каждая линия состояла из 10 ультразвуковых импульсов) и 2020 отдельных импульсов. После завершения обработки не было замечено никаких изменений на поверхности кожи. Для обеих насадок диапазон энергии воздействия составил 0.5-8.0 Дж.

Тест на жизнеспособность клеток позволил определить точки термокоагуляции на макроскопических срезах трупных тканей (точки термокоагуляции не окрашивались в синий цвет). Гистологический анализ замороженного среза этой же ткани позволил определить расположение точек термокоагуляции по отсутствию синей окраски и морфологическим признакам коагуляционного некроза клеток (уплотнение коллагеновых волокон). Было замечено, что локализация и размер зон термокоагуляции соотносится с (зависит) параметрами воздействия (энергия воздействия и глубина фокусировки).

Качественный анализ зон термокоагуляции

Визуальный анализ цифровых снимков макроскопических срезов трупных тканей подтвердил зависимость «доза-реакция» между энергией воздействия и размером точек термокоагуляции. В предушной области энергия воздействия (насадка с частотой 4.4МГц) варьировалась в диапазоне 3.2-8.0 Дж, в результате чего наблюдалась взаимосвязь между дозой и реакцией при изменении энергии теплового воздействия. На уровне SMAS видны четкие зоны термокоагуляции сигарообразной формы, при этом ткани, расположенные выше и ниже SMAS, не повреждены (**Рисунок 3**). На Рисунке 3Б четко видны зоны термокоагуляции, образованные при минимальном уровне воздействия 4.0 Дж. При увеличении уровня энергии до 4.8 Дж, а затем до 6.4 Дж, размер зон термокоагуляции увеличивается. Увеличение энергии воздействия до 8.0 Дж приводит к передозировке (Рисунок 3А). На Рисунке 3А две линии ультразвукового воздействия, при мощности воздействия 8.0 Дж, расположены рядом. Четко видно, что зона термального повреждения распространяется проксимально в направлении источника ультразвука, затрагивая дерму и эпидермис. При энергии воздействия ниже 4.0 Дж макроскопически зон термокоагуляции не наблюдалось (дополнительные макроскопические срезы ткани, вырезанной из той же области, не показанные на Рисунке 3).

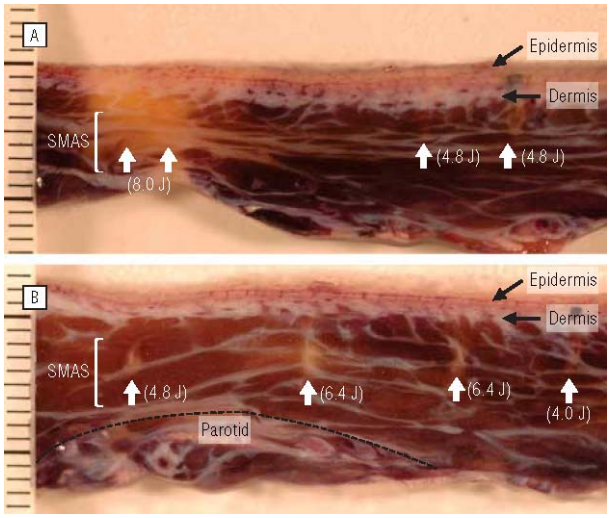

Рисунок 3. *Точки термокоагуляции: правая предушная область. Макроскопические срезы ткани предушной области после обработки, окрашенные нитросиним тетразолием (насадка 4.4МГц, глубина фокуса 4.5 мм) при мощности 4.8-8.0 Дж (А) и 4.0-6.4 Дж (В). Стрелками указаны зоны термокоагуляции; SMAS - поверхностная мышечно-апоневротической система. Масштаб: 1 деление – 1 мм.*
Epidermis - эпидермис
Dermis - дерма
SMAS - поверхностная мышечно-апоневротическая система лица
Parotid - околоушная железа

Однако тест на окрашивание гематоксилин-эозином гистологических срезов ткани, обработанных на мощности 3.2 Дж, подтвердил наличие обособленных зон термокоагуляции, о чем говорит темно-фиолетовый цвет этих зон и уплотнение коллагеновых волокон (**Рисунок 4**).

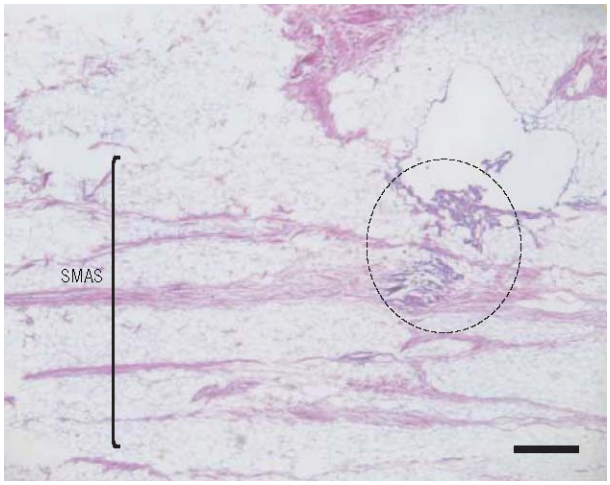

Рисунок 4. *Гистологический анализ ткани, взятой в правой предушной области. На гистологическом срезе на поверхностной мышечно-апоневротической системе (SMAS) видна область термального повреждения (пунктирный круг). Метод окраски - гематоксилин-эозин; исходный размер х 20. Насадка 4.4МГц, глубина фокуса - 4.5 мм; 3.2 Дж. Масштаб измерительной линейки 0.5 мм.*

В области лба, при использовании насадки с частотой воздействия 4.4МГц и схожих мощностей воздействия (2.3-6.1 Дж), передозировка происходит при более низких параметрах энергии. При энергии 3.8 Дж зоны термокоагуляции распространяются к дерме (**Рисунок 5**). При увеличении энергии воздействия зоны термокоагуляции увеличиваются (Рисунок 5А), а при понижении - уменьшаются (Рисунок 5В). Тест нитросиним тетразолием хлорида показал наличие зависимости «доза-реакция» на всех макроскопических срезах тканей всех областей лица, а особенно в области лба.

Рисунок 5. *Точки термокоагуляции: область лба. Макроскопические срезы ткани области лба после обработки насадкой 4.4МГц с глубиной фокуса 4.5 мм., при мощности 3.8-6.1 Дж (А) и 2.3-3.8 Дж (В). Окраска - нитросиний тетразолий (хлористый).*
SMAS - поверхностная мышечно-апоневротической система. Масштаб: 1 деление – 1 мм.

При мощности воздействия 6.1 Дж гистологический анализ с нитросиним тетразолием (хлористый) показал наличие зоны термического ожога, распространившегося от средних слоев дермы через подкожно-жировую клетчатку до SMAS (**Рисунок 6**). В средних слоях дермы наблюдается уплотнение коллагеновых волокон, отсутствует окрашивание в синий цвет в субдермальном слое и SMAS, что позволяет четко определить границы термического ожога.

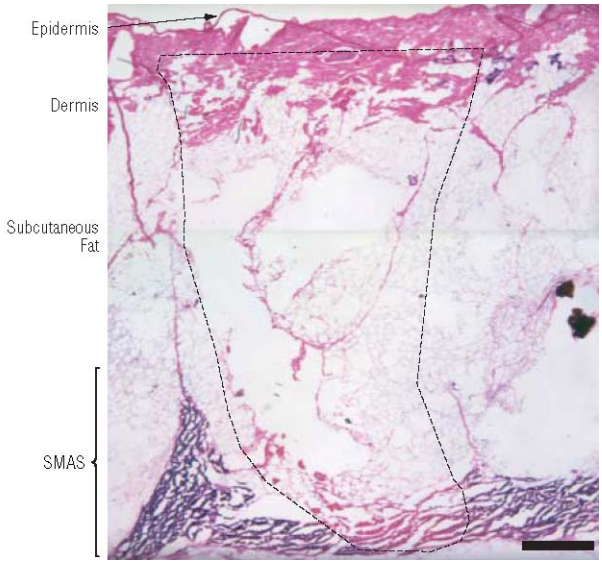

Рисунок 6. *Гистологический анализ с нитросиним тетразолием хлоридом: область лба. Два микрофотоснимка объединили, чтобы увидеть зону термокоагуляции (пунктирная линия), распространившуюся от средних слоев дермы до SMAS (Насадка 4.4МГц, глубина фокуса 4.5 мм; 6.1 Дж, исходный размер х 20). Масштаб измерительной линейки 0.5 мм.*
Epidermis - эпидермис
Dermis - дерма
Subcutaneous Fat - подкожно-жировая клетчатка
SMAS - поверхностная мышечно-апоневротическая система лица

На **Рисунке 7** видны точки термокоагуляции в SMAS. В изображенной височной области обработка осуществлялась насадкой с частотой 4.4МГц, а линии воздействия располагались близко друг к другу. При подобной схеме обработка осуществляется по параллельным линиям на одинаковой мощности так, что совокупность близкорасположенных точек термокоагуляции образуется на единице объема ткани. По сравнению с областью щеки, в височной области для создания четких зон термокоагуляции потребовалась относительно более низкая мощность (3.0 Дж). При анализе макроскопического среза ткани видно, что глубина и размер зон термокоагуляции абсолютно одинаковы.

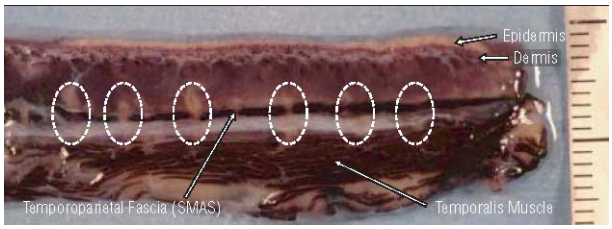

Рисунок 7. *Алгоритм с близкорасположенными линиями воздействия: левая височная область. Воздействие оказывалось выборочно на SMAS (Насадка 4.4МГц, глубина фокуса - 4.5 мм, 3.0 Дж). Пунктирные круги показывают зоны термокоагуляции.*
Масштаб: 1 деление – 1 мм.
Epidermis - эпидермис
Dermis - дерма
Temporalis Muscle - височная мышца
Temporoparietal Fascia - височно-теменная фасция

Гистологический анализ с нитросиним тетразолием (хлористый) показал, что ультразвуковое воздействие производилось на уровне SMAS, в результате воздействия в

целевой структуре были созданы точки термокоагуляции одинаковые по размеру (**Рисунок 8**).

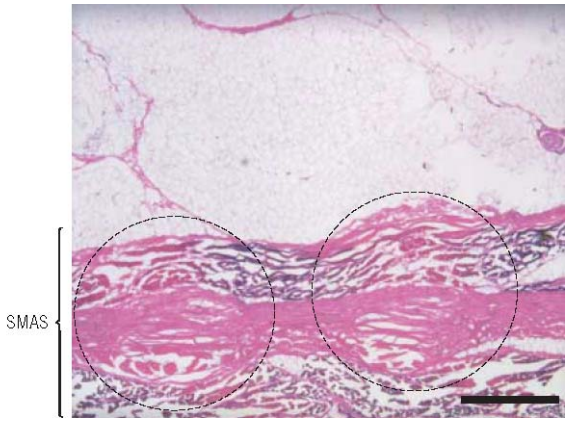

Рисунок 8. *Гистологический анализ с нитросиним тетразолием хлоридом: левая височная область. Две обособленные зоны термокоагуляции (пунктирные круги), расположенные в пределах SMAS (Насадка 4.4МГц, глубина фокуса 4.5 мм, 3.0 Дж, исходный размер х 20). Масштаб измерительной линейки 0.5 мм.*

Для создания зон термокоагуляции насадкой с частотой 7.5МГц и глубиной фокусировки 4.5 мм требуется более низкая мощность воздействия. Следует отметить, что диапазон уровней энергии, необходимых для создания отдельных зон термокоагуляции в SMAS, и уровней энергии, приводящих к передозировке воздействия, очень узкий. На **Рисунке 9** видна четко ограниченная зона термокоагуляции при мощности 2.2 Дж; при увеличении мощности быстро происходит передозировка воздействия(при мощности 3.3 и 4.4 Дж зоны термического повреждения достигают эпидермиса.[9] При мощности 1.6 Дж макроскопических повреждений не образовывалось. Однако гистологический анализ с нитросиним тетразолием (хлористый) показал наличие отдельных точек термокоагуляции в SMAS и в мембранах соединительной ткани (**Рисунок 10**).

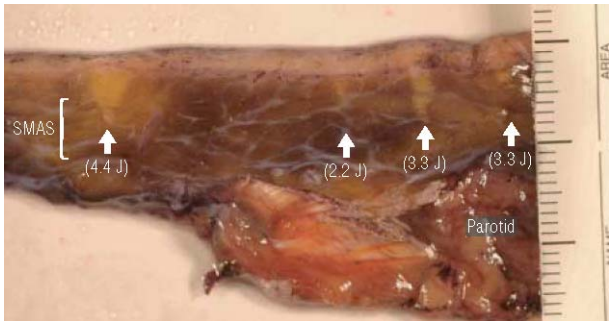

Рисунок 9. *Зоны термического повреждения: область правой щеки. Макроскопические срезы ткани области правой щеки после обработки (Насадка 7.5МГц, глубина фокуса 4.5 мм, 2.2-4.4 Дж). Окрашивание: нитросиний тетразолий (хлористый). Стрелками указаны зоны термокоагуляции;*
SMAS - поверхностная мышечно-апоневротическая система. Масштаб: 1 деление – 1 мм.
Parotid - околоушная железа

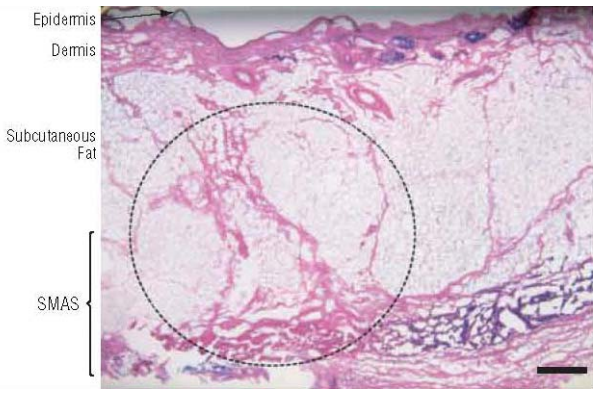

Рисунок 10. *Гистологический анализ с нитросиним тетразолием хлоридом: правая сторона области лба. Видна обособленная зона термического повреждения (пунктирный круг), которая расположена в SMAS и вышерасположенных мембранах соединительной ткани. При данной мощности воздействия макроскопических повреждений не наблюдается (исходный размер х 20). Масштаб измерительной линейки 0.5 мм.*

Epidermis - эпидермис
Dermis - дерма
Subcutaneous Fat - подкожно-жировая клетчатка
SMAS - поверхностная мышечно-апоневротическая система лица

Количественный анализ зон термокоагуляции

Измерения проводились для расчета размера и глубины расположения зон термокоагуляции при различных мощностях. Анализ цифровых снимков макроскопических срезов трупных тканей, обработанных насадкой с частотой 4.4МГц, подтвердил зависимость «доза-реакция» (**Рисунок 11**). На Рисунке 11А видно, что при всех уровнях воздействия зоны термокоагуляции, как правило, располагались на 0.5 мм ниже поверхности тканей (верх) и проникали, в среднем, на 5 мм вглубь (низ). Это значение соотносится с заранее заданной глубиной фокусировки насадки (4.5 мм, частота воздействия 4.4МГц). Также наблюдалась зависимость «доза-реакция»: при увеличении мощности с 3.8 до 8.0 Дж размеры зон термокоагуляции увеличивались пропорционально (Рисунок 11Б).

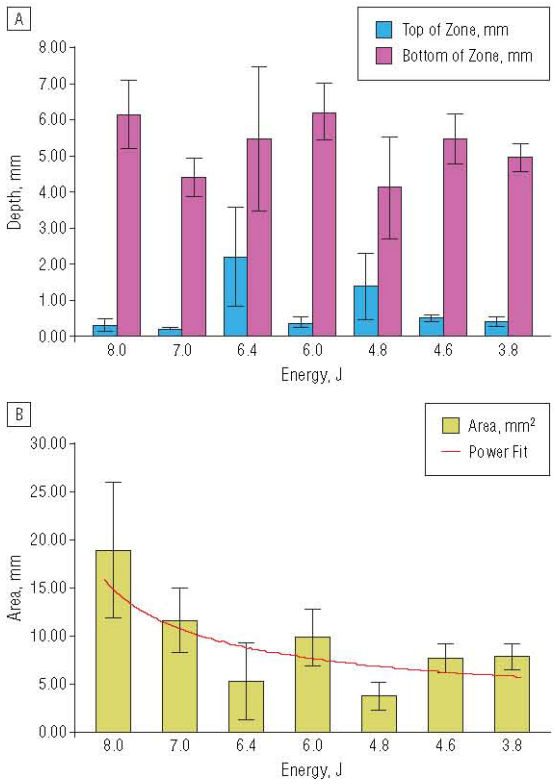

Рисунок 11. *Дозозависимый эффект при обработке насадкой с частотой воздействия 4.4МГц.*
A - средняя глубина локализации повреждений по отношению к поверхности тканей.
B - среднее изменение размеров повреждения при увеличении мощности. Шкала погрешностей отображает среднее отклонение.
Top of Zone, mm – верх зоны, мм
Bottom of Zone, mm – низ зоны, мм
Depth, mm – глубина, мм
Energy, J – Энергия, Дж
Area, mm^2 – площадь, мм^2
Power Fit – Регулировка мощности

При работе с насадкой с частотой 7.5МГц при увеличении энергии воздействия зоны термокоагуляции образовывались близко к поверхности кожи (**Рисунок 12**А). Это наглядно видно на макроскопических срезах трупных тканей, окрашенных нитросиним тетразолием (хлористый) (**Рисунок 9**). Глубина зон термокоагуляции в среднем составила 5.25 мм, что соотносится с заранее заданной глубиной фокусировки насадки с частотой воздействия 7.5МГц (т.е. 4.5 мм) (Рисунок 12А). Анализ размера образованных зон термокоагуляции (площадь в мм^2) показал тесную зависимость «доза-реакция»: при увеличении энергии размер зон термокоагуляции увеличивался (Рисунок 12Б).

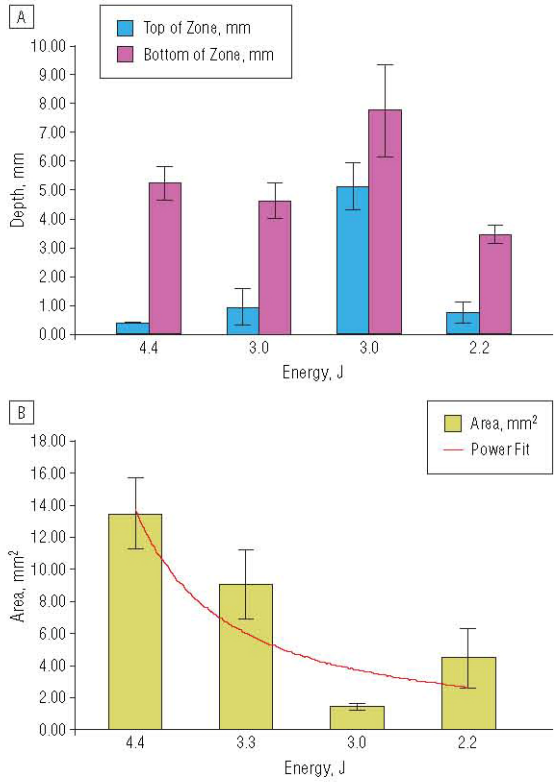

Рисунок 12. *Дозозависимый эффект при обработке насадкой с частотой воздействия 7.5МГц.*
A - средняя глубина локализации повреждений по отношению к поверхности тканей.
B - среднее изменения размеров повреждений при увеличении мощности. Шкала погрешностей отображает среднее отклонение.
Top of Zone, mm – верх зоны, мм
Bottom of Zone, mm – низ зоны, мм
Depth, mm – глубина, мм
Energy, J – Энергия, Дж
Area, mm² – площадь, мм²
Power Fit – Регулировка мощности

Мгновенное сжатие коллагеновых волокон при тепловом воздействии

В обработанных зонах на лице наблюдалось небольшое, но воспроизводимое сжатие коллагеновых волокон. Чем выше была мощность воздействия, тем большая степень сжатия кожи наблюдалась. На **Рисунке 13**A видно, что в результате увеличения мощности с 3.1 до 6.7 Дж степень сжатия кожи вдоль линии обработки также увеличивается. Однако, при увеличении количества линий обработки (n=20), даже при низкой мощности (1.3 Дж), степень сжатия тканей значительно увеличивается. По образцам ткани видно, что при более плотном расположении линий воздействия образуется больше точек термокоагуляции на единицу объема мягкой ткани. При анализе образцов кожи лица с более плотной схемой расположения линий воздействия выяснилось, что максимальная степень сжатия произошла в горизонтальном направлении, вдоль той же оси, на которой располагалось максимальное количество зон воздействия (Рисунок 13B).

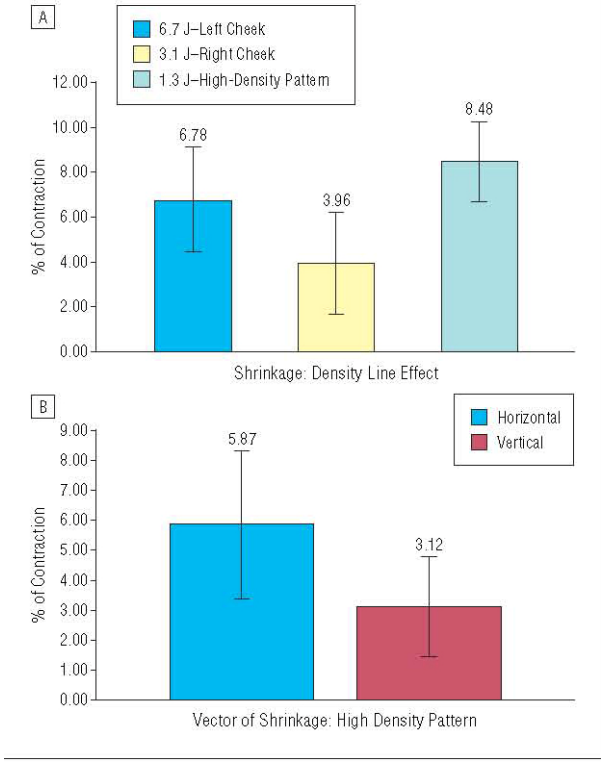

Рисунок 13. *Мгновенное сжатие коллагеновых волокон при тепловом воздействии.*
А- при увеличении количества точек термокоагуляции на единицу объема степень сжатия также увеличивается (6.7 Дж, n=6, 3.1 Дж, n=6; и 1.3 Дж, n=20). При более плотном расположении линий воздействия максимальная степень сокращения произошла в горизонтальном направлении, вдоль оси, на которой расположено максимальное количество зон воздействия (n=65 на шкалу). Шкала погрешностей отображает среднее отклонение.
6.7 J - Left Cheek – 6.7 Дж, левая щека
3.1 J - Right Cheek – 3.1 Дж, правая щека
1.3 J - High-Density Pattern – 1.3 Дж, схема с плотным расположением линий воздействия

Shrinkage: Density Line Effect – Сжатие: влияние плотности расположения линий
Vector of Shrinkage: High Density Pattern – Вектор Сжатия: схема с плотным расположением линий воздействия

Horizontal - Горизонтальные
Vertical – Вертикальные

% of Contraction - % Сжатия

КОММЕНТАРИИ

В данной статье описана инновационная технология, которая может найти широкое применение в процедурах по омоложению кожи лица. Мы доказали, что аппарат для воздействия интенсивным ультразвуком способен создавать точки термокоагуляции в SMAS трупных тканей человека. Глубина, размер и форма зон термокоагуляции воспроизводимы и зависят от частоты ультразвука и параметров воздействия (мощность, время воздействия). В диапазоне значений воздействия, использованных в данном исследовании, даже при увеличении мощности эпидермис не повреждался. Структуры, расположенные ниже SMAS, также не повреждались.

Реакция кожи на воздействие интенсивным ультразвуком аналогична реакциям на другие энергетические воздействия (лазеры, радиочастоты).[6] Однако, в отличие от

вышеуказанных методов, ультразвуковое воздействие является сфокусированным, поэтому воздействие осуществляется в зоне фокуса луча, окружающие ткани остаются интактными. Инфракрасные снимки показывают, что воздействие радиочастотами имеет диффузный характер, т.е. энергия распространяется в дерме и подлежащих слоях.[15]

В ходе данного исследования была доказана возможность выборочно создавать в SMAS четко ограниченные зоны термокоагуляции. На образцах трупной ткани после ультразвуковой обработки не было замечено никаких изменений поверхностного слоя кожи, а качественные анализы окрашенных макроскопических срезов ткани и гистологических лоскутов не выявили повреждения эпидермиса.

Доказано, что интенсивный ультразвук способен создавать четко ограниченные и воспроизводимые по своим параметрам точки термокоагуляции в тканях на глубине, соответствующей заданной глубине фокусировки луча. В большинстве случаев точки термокоагуляции располагались немного больше, чем глубина фокусировки аппарата (4.5 мм). Это может происходить из-за отека тканей в результате погружения макроскопических срезов в нитросиний тетразолий хлорид. Толщина мягких тканей также влияет на параметры зоны термокоагуляции. На Рисунке 3 показаны отдельные зоны термокоагуляции в SMAS, образованные в результате воздействия насадкой с частотой 4.4МГц. Поскольку в области лба слой мягкой ткани тонкий, на Рисунке 5 видна передозировка воздействия (форма области нагрева в виде головастика - широко известный феномен в хирургии с использованием интенсивного ультразвука).[17] Наиболее вероятно, что это результат отражения ультразвуковых волн от надкостницы и кости.

В ходе исследования было продемонстрировано сжатие кожи непосредственно после воздействия интенсивным ультразвуком. Однако данное исследование имеет ограничения, поскольку проводилось на трупных тканях. Исследование было направлено на оценку мгновенного сжатия коллагеновых волокон при тепловом воздействии. При нагревании ткани до 65°C происходит разрушение внутримолекулярных пептидных связей троичной спирали коллагеновых волокон (денатурация).[7] Вследствие диссоциации пептидных связей трехмерная структура спирали раскручивается, и происходит мгновенное сжатие коллагеновых волокон.

Ультразвуковая визуализация лицевого нерва используется при проведении процедур неодимовым лазером для удаления гемангиом и сосудистых образований на лице и шее.[18] Она позволяет визуализировать лицевой нерв и направить луч в определенную область, включая околоушную железу, не задевая при этом лицевой нерв. Воздействие на подкожную основу кожи лица и шеи также наблюдалось при монополярной радиочастотной обработке (Thermage; Thermage Inc.). Однако, в отличие от описанного метода, при этих процедурах (лазеры, радиочастоты) энергия распространяется за пределы обрабатываемой области, поскоку не может быть сконцентрирована в определенной области. Кроме того, насколько нам известно, до настоящего момента не было примеров одновременного использования режимов ультразвуковой визуализации и воздействия на SMAS.

Согласно данному исследованию, терапия интенсивным ультразвуком обладает рядом свойств, благодаря которым она может эффективно использоваться в косметологии лица. Во-первых, в данной технологии реализован механизм ультразвуковой визуализации, при котором на дисплей выводится изображение глубоких слоев кожи для последующей направленной обработки визуализированной области. В режиме визуализации на дисплее отображаются кожа, подкожные ткани, SMAS, околоушная железа. Во-вторых, мы показали, что глубину и размер зон термокоагуляции можно выбирать, так как эти параметры напрямую зависят от частоты и энергии воздействия. В данном исследовании использовались две насадки с частотой 7.5 и 4.4 МГц и одинаковой глубиной фокуса (4.5

мм). Максимальная номинальная глубина доставки энергии в ткань составила около 5 мм. Увеличение мощности воздействия приводит к распространению зоны термокоагуляции вверх. Созданные точки термокоагуляции одинаковы на конкретном участке лица при одинаковых параметрах воздействия (частота, глубина фокуса – глубина создания зоны термокоагуяции; энергия – размер и форма зоны термокоагуляции).

Итак, аппарат позволяет (1) визуализировать зону предстоящей обработки и (2) доставлять энергию в кожу на заданную глубину.

В литературе[19] уже приводились средние (± среднее отклонение) значения глубины лицевого нерва: основной нервный ствол, 20.1 ± 3.1 мм, и точка выхода нерва из края околоушной области; 9.1 ± 2.8 мм в височной области, 9.2 ± 2.2 мм в области скул, 9.6 ± 2.0 мм в области щек и 10.6 ± 2.7 мм в нижнечелюстных ветвях. Как мы видим, лицевой нерв расположен глубже уровня воздействия, вне зависимости от того, какой насадкой и с какой частотой оно осуществлялось.

Гистологический анализ обработанных тканей показал наличие зон термокоагуляции в SMAS, при этом при правильно подобранных параметрах воздействия эпидермис не повреждался. Выявленные гистологические изменения такие же, как и при воздействии на ткани другими методами на основе энергии (лазеры, радиочастоты).[15]

Данное исследование ограничивалось тем фактом, что температура тела человека выше, чем температура образцов трупной ткани, использованных в данном исследовании. Таким образом, для образования зон термокоагуляции на коже пациентов может потребоваться меньшая мощность. Для изучения влияния других факторов, к примеру, кровотока, мгновенных и отсроченных воспалительных реакций SMAS на температурное воздействие, требуются дальнейшие исследования на живой ткани.

Заключение. На примере трупных тканей человека мы показали, что ультразвуковой аппарат (Ulthera Inc.) позволяет визуализировать глубокие слои кожи и неинвазивно создавать в SMAS обособленные точки термокоагуляции, воспроизводимые по расположению, размеру и форме. Возможность чрезкожного воздействия на SMAS и образования зон фокусированной денатурации коллагена, что заставляет ткань сжиматься, может найти широкое применение в эстетической медицине.

Принято к публикации: 1 октября 2006 года

Список литературы

1. Mitz V, Peyronie M. The superficial musculo-aponeurotic system (SMAS) in the parotid and cheek area. *Plast Reconstr Surg*. 1976;58:80-88.
2. Ghassemi A, Prescher A, Riediger D, Axer H. Anatomy of the SMAS revisited. *Aesthetic Plast Surg*. 2003;27:258-264.
3. Har-Shai Y, Sele E, Rubinstien I, Lindenbaum E, Mitz V, Hirshowitz B. Computerized morphometric quantification of elastin and collagen in SMAS and facial skin and the possible role of fat cells in SMAS viscoelastic properties. *Plast Reconstr Surg*. 1998;102:2466-2470.
4. Thaller SR, Kim S, Patterson H, Wildman M, Daniller A. The submuscular aponeurotic system (SMAS): a histologic and comparative anatomy evaluation. *Plast Reconstr Surg*. 1990;86:690-696.
5. Har-Shai Y, Bodner SR, Egozy-Golan D, et al. Mechanical properties and microstructure of the superficial musculoaponeurotic system. *Plast Reconstr Surg*. 1996;98:59-70.
6. Hruza GJ. Rejuvenating the aging face. *Arch Facial Plast Surg*. 2004;6:366-369.

7. Ross EV, Naseef GS, McKinlay JR, et al. Comparison of carbon dioxide laser, erbium:YAG laser, dermabrasion, and dermatome: a study of thermal damage, wound contraction, and wound healing in a live pig model: implications for skin resurfacing. *J Am Acad Dermatol*. 2000;42:92-105.
8. Kim KH, Geronemus RG. Nonablative laser and light therapies for skin rejuvenation. *Arch Facial Plast Surg*. 2004;6:398-409.
9. Kennedy JE, ter Haar GR, Cranston D. High intensity focused ultrasound: surgery of the future? *Br J Radiol*. 2003;76:590-599.
10. Mast TD, Makin IRS, Faidi W, Runk MM, Barthe PG, Slayton MH. Bulk ablation of soft tissue with intense ultrasound (IUS): modeling and ablation. *J Acoust Soc Am*. 2005;118:2715-2724.
11. White WM, Makin IRS, Barthe PG, Slayton MH, Gliklich RE. Selective transcutaneous delivery of energy to facial subdermal tissues using the ultrasound therapy system [abstract]. *Lasers Surg Med*. 2006;suppl 18:113.
12. Neumann RA, Knobler RM, Pieczkowski F, Gebhart W. Enzyme histochemical analysis of cell viability after argon laser-induced coagulation necrosis of the skin. *J Am Acad Dermatol*. 1991;25:991-998.
13. Chung JH, Koh WS, Youn JI. Histological responses of port wine stains in brown skin after 578 nm copper vapor laser treatment. *Lasers Surg Med*. 1996;18: 358-366.
14. Majaron B, Kelly KM, Park HB, Verkruysse W, Nelson SJ. Er:YAG laser skin resurfacing using repetitive long-pulse exposure and cryogen spray cooling, I: histological study. *Lasers Surg Med*. 2001;28:121-130.
15. Abraham MT, Ross EV. Current concepts in nonablative radiofrequency rejuvenation of the lower face and neck. *Facial Plast Surg*. 2005;21:65-73.
16. Manstein D, Herron GS, Sink RK, Tanner H, Anderson RR. Fractional photothermolysis: a new concept for cutaneous remodeling using microscopic patterns of thermal injury. *Lasers Surg Med*. 2004;34:426-438.
17. Meaney PM, Cahill MD, ter Haar GR, Cranston D. The intensity dependence of lesion position shift during focused ultrasound surgery. *Ultrasound Med Biol*. 2000;26:441-450.
18. Werner JA, Lippert BM, Gottschlich S, et al. Ultrasound-guided interstitial Nd:YAG laser treatment of voluminous hemangiomas and vascular malformations in 92 patients. *Laryngoscope*. 1998;108:463-470.
19. Rudolph R. Depth of the facial nerve in face lift dissections. *Plast Reconstr Surg*.1990;85:537-544.