



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.

A61F 7/00 (2006.01)

A61F 7/00 (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

A61F 7/00 (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)

(11) 공개번호 10-2007-0072486

(43) 공개일자 2007년07월04일

(21) 출원번호 10-2007-7004481

(22) 출원일자 2007년02월26일

심사청구일자 없음

번역문 제출일자 2007년02월26일

(86) 국제출원번호 PCT/US2005/026809

(87) 국제공개번호 WO 2006/015131

국제출원일자 2005년07월29일

국제공개일자 2006년02월09일

(30) 우선권주장 10/903,325 2004년07월30일 미국(US)

(71) 출원인 웨버, 폴, 제이.
미국 에프엘 33308, 에프티. 라우더데일, 스위트#400, 5353 엔. 페더럴 하이웨이

(72) 발명자 웨버, 폴, 제이.
미국 에프엘 33308, 에프티. 라우더데일, 스위트#400, 5353 엔. 페더럴 하이웨이

(74) 대리인 서원호

전체 청구항 수 : 총 88 항

(54) 얼굴 조직 강화 및 타이팅 장치 및 방법

(57) 요약

터널이 없고 무벽인 균일한 얼굴 조직면을 제공하기 위해 외과의사에 의해 빠르고 정확하게 사용될 수 있어서 얼굴 리프팅, 타이팅 및 이식 전달을 최적화하는 장치가 설명된다. 장치는 실질적으로 평면 틱을 가지는 샤프트를 포함하며 관련 돌출부 및 전압이 생성된 관련 오목 융해 단편을 더 포함한다. 장치의 전진 이동은 특히 섬유 조직을 경유하여, 수축을 일으키는 다양한 조직면을 정확하게 분할하고 활성화시킨다. 다른 형태의 에너지 및 성분은 원하는 조직 변경 및 수축을 더 향상시키기 위해 샤프트 아래로 전달될 수 있다.

대표도

도 2

특허청구의 범위

청구항 1.

팁, 샤프트 및 손잡이; 및

적어도 하나의 전압이 생성된, 관련 오목 융해 단편에 의해 분리된 상기 팁의 원심 말단에 복수의 관련 돌출 부재를 포함하고,

상기 적어도 하나의 오목 융해 단편과 함께 상기 복수의 관련 돌출 부재가 면에서 조직을 실질적으로 융해하도록 구조화되며,

상기 관련 돌출 부재 및 오목 부재는 적어도 한 시각에서 보이는 것을 규정되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 2.

제1항에 있어서,

상기 장치는 표적 조직에 성분 또는 부가 에너지를 제공하기 위한 상기 샤프트 또는 팁 위치에 연결된 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 3.

제1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 관련 오목 부재의 융해 단편의 융해 단편은 전극을 포함하며,

에너지를 제공하기 위한 수단은 상기 관련 오목 융해 단편에 상기 샤프트의 인접한 말단에서 상기 전극으로 무선주파수 방사선을 제공하는 수단을 포함하여 무선주파수 에너지가 상기 전극을 통해 전달될 수 있는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 4.

제1항에 있어서,

상기 팁은 전기적으로 비전도성이며 낮은 열 전도도인 물질을 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 5.

제4항에 있어서,

상기 팁은 플라스틱, 테프론®을 포함한 플라스틱, 실리콘, 탄소, 흑연, 흑연-섬유유리 합성물, 자기, 에폭시, 세라믹, 유리-세라믹을 포함하는 그룹에서 선택된 물질을 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 6.

제1항에 있어서,

상기 관련 오목 용해 단편은 무선주파수로 전압을 주는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 7.

제6항에 있어서,

상기 무선주파수 에너지는 전극에서 관련 오목 단편에 적용되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 8.

제6항에 있어서,

상기 무선주파수 에너지는 철, 강철, 합금, 백금, 팔라듐, 니켈, 티타늄, 금, 은 및 구리를 포함하는 그룹에서 선택된 물질을 포함하는 전극에서 관련 오목 단편에 적용되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 9.

제6항에 있어서,

상기 전극은 다음 중에서 선택된 위치에서 관련 오목 용해 단편에 자리잡는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치:

a) 관련 오목부에서 돌출한 곳, b) 관련 오목부와 동일면, 및 c) 관련 오목부에서 더 후퇴한 곳.

청구항 10.

제6항에 있어서,

계획된 쇠퇴는 산화 감소 물질로 전극을 덮음으로써 상기 무선주파수 에너지 전달 단편에서 늘어나거나 감소하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 11.

제10항에 있어서,

상기 산화 감소 물질은 실버글라이드(Silverglide), 실버글라이드 유사 코팅, 합금, 금, 백금, 로듐, 및 팔라듐의 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 12.

제1항에 있어서,

상기 장치는 상기 팁 또는 샤프트의 가열을 제어하기 위한 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 13.

제12항에 있어서,

상기 팁 또는 샤프트의 가열을 제어하기 위한 상기 수단은 에너지를 제공하기 위한 상기 수단에서 상기 샤프트를 열적으로 단절하기 위한 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 14.

제12항에 있어서,

상기 팁 또는 샤프트의 가열을 제어하기 위한 상기 수단은 상기 샤프트 또는 팁을 통하여 비활성 기체를 흐려보내기 위한 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 15.

제1항에 있어서,

상기 장치는 다음 그룹에서 선택된 방법으로 샤프트에 관련된 적어도 하나의 루멘을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치: 상기 샤프트의 외부에서 연결된 루멘, 상기 샤프트 안에 위치한 루멘.

청구항 16.

제1항에 있어서,

상기 손잡이 안에 위치한 선택 초음파 변환기 압전을 부가적으로 포함하여서 샤프트로 초음파 에너지를 나누어주고 그것에 의해 팁으로 나누어주는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 17.

제1항에 있어서,

상기 팁은 전기 전도성 물질을 포함하며, 상기 팁은 관련 오목 용해 단편의 적어도 한 부분에서 절연되지 않고, 상기 팁은 무선주파수를 제공하기 위한 수단에 일시적으로 접촉하는 적어도 한 점에서 절연되지 않으며, 나머지 팁 부분은 완전히 절연되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 18.

제17항에 있어서,

상기 팁은 절연되지 않은, 조직에 노출된, 관련 오목 용해 단편에 에너지를 전달하는 전기전도성 수단의 일부인 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 19.

제2항에 있어서,

상기 장치는 상기 관련 오목 용해 단면 및 상기 표적 조직으로 부가 에너지의 위치(조직-변경-원도/영역)로 에너지 전달을 제어하기 위한 제어 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 20.

제2항에 있어서,

상기 장치는 상기 샤프트 또는 팁의 원심 말단에서 열적 상태를 감지하는 적어도 하나의 열 감지기를 더 포함하며,

상기 감지기는 제어 수단으로 신호를 보내고,

상기 제어 수단은 열적 상태를 변조하기 위해 상기 원심 말단으로 상기 에너지의 전달을 제어하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 21.

제2항에 있어서,

상기 장치는 상기 샤프트 또는 팁의 원심 말단 주위의 조직 유도를 감지하는 유도 감지기를 더 포함하며,

상기 감지기는 제어 수단으로 신호를 보내고,

상기 제어 수단은 열적 상태를 변조하기 위해 상기 원심 말단으로 상기 에너지의 전달을 제어하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 22.

제6항에 있어서,

상기 무선주파수로 전압을 주는 용해 단면은 다음 그룹에서 선택된 물리적 특성을 가지는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치: 날카로운 플레이트, 무딘 플레이트, 날카로운 점, 무딘 점, 날카로운 배선 가장자리, 무딘 둥근 배선, 배선 같은 브러쉬, 가리비 모양, 기하학적 도형, 원형, 톱니, 평평한 모양.

청구항 23.

제1항에 있어서,

정면에서 본 상기 관련 돌출부는 다음 그룹에서 선택된 모양인 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치: 타원형, 원형, 정사각형, 직사각형, 삼각형, 마름모형, 선형, 기하학적 도형.

청구항 24.

제1항에 있어서,

정면에서 함께 볼 때 상기 관련 돌출부는 다음 그룹에서 선택된 실질적인 평면 배열로 나타나는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치: 완전한 평면, 약간 호 모양, 비-균일한 톱니 모양, 균일한 톱니 모양, 장방형 밴드 안의 기하학적 도형.

청구항 25.

제2항에 있어서,

상기 표적 조직에 부가 에너지를 제공하기 위한 상기 위치(조직-변경-원도/영역)는 다음 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치: 상부 쪽, 하부 쪽 또는 둘 다.

청구항 26.

제2항에 있어서,

상기 에너지를 제공하기 위한 수단은 무선주파수 에너지를 제공하는 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 27.

제26항에 있어서,

상기 무선주파수 에너지를 제공하는 수단은 초당 1 및 초당 200 사이의 범위에서 선택-가능하게 펄스되거나 게이트로 제어되는 작동기인 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 28.

제26항에 있어서,

상기 무선주파수 에너지를 제공하는 수단은 비-균일 무선주파수 에너지를 제공하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 29.

제26항에 있어서,

상기 무선주파수 에너지를 제공하는 수단은 살아있는 조직의 교란되지 않은 산재된 영역을 남겨두면서 상부 피부에 비교적 작은, 점-같은 영역의 조직 손상을 만들기 위해 피부를 통하는 또는 피하층의 기계장치가 내부적으로 놓이는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 30.

제29항에 있어서,

상기 작은 영역의 조직 손상은 직경이 0.01mm에서 5mm의 범위에서 측정되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 31.

제26항에 있어서,

상기 무선주파수 에너지를 제공하는 수단은 복수 또는 단일의 다음의 것을 포함하는 그룹에서 선택된 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치: 전극, 배선, 전지전도성 스트립, 라미네이트, 다른 절연된 손잡이, 샤프트 또는 텅에서의 금속.

청구항 32.

제26항에 있어서,

상기 전극은 단극인 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 33.

제26항에 있어서,

상기 전극은 양극인 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 34.

제26항에 있어서,

상기 전극은 조직-변경-원도/영역에 대하여 다음을 포함한 그룹에서 선택된 패턴으로 위치하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치: 무작위 패턴, 조직화된 패턴 또는 조직화된 배열.

청구항 35.

제2항에 있어서,

상기 에너지를 제공하는 수단은 레이저 방사선을 제공하는 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 36.

제35항에 있어서,

상기 레이저 방사선을 제공하는 수단은 광섬유, 파동가이드 및 거울을 포함하는 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 37.

제35항에 있어서,

상기 레이저 방사선은 다음을 포함하는 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치: 이산화탄소, YAG (yttrium-aluminum-garnet), 에르븀-YAG, Nd(neodymium)-YAG, 홀뮴(holmium), 펄스 다이(pulsed dye), 가회 다이(turnable dye), 다이오드 레이저.

청구항 38.

제35항에 있어서,

상기 레이저 방사선을 제공하는 수단은 레이저 방사선이 나갈 수 있는 윈도의 사용을 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 39.

제35항에 있어서,

상기 레이저 방사선을 제공하는 수단은 광섬유를 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 40.

제39항에 있어서,

상기 레이저 방사선이 나갈 수 있는 윈도는 게르마늄을 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 41.

제39항에 있어서,

상기 레이저 방사선을 제공하는 수단은 살아있는 조직의 교란되지 않은 산재된 영역을 남겨두면서 상부 피부의 표지로 에너지를 통과시키지 않고 내부에서 외부로 작은 영역의 조직 손상을 만들기 위해 피부를 통하는 또는 피하층의 기계장치가 내부적으로 놓이는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 42.

제41항에 있어서,

상기 작은 영역의 조직 손상은 직경이 0.01mm에서 5mm의 범위에서 측정되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 43.

제41항에 있어서,

상기 작은 영역의 조직 손상은 기구에 단편 광열용해 레이저 발생 장치를 연결함으로써 내부에서 생성되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 44.

제41항에 있어서,

상기 작은 영역의 조직 손상은 1-1000pulses/second의 범위에서 표준 연속 레이저의 출력을 더 펄스하거나 게이트로 제어함으로써 생성되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 45.

제44항에 있어서,

상기 표준 연속 레이저의 출력을 더 펄스하거나 게이트로 제어하는 것은 1-1000pulses/second의 범위인 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 46.

제41항에 있어서,

상기 작은 영역의 조직 손상은 표준 연속 방출 레이저의 빔 직경 출력을 변경시킴으로써 생성되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 47.

제2항에 있어서,

상기 에너지를 제공하는 수단은 강한 펄스 광 방사선을 제공하는 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 48.

제47항에 있어서,

상기 강한 펄스 광 방사선을 제공하는 수단은 다음 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치: 섬광등, 광 섬유, 파동 가이드, 반사기, 거울.

청구항 49.

제2항에 있어서,

상기 에너지를 제공하는 수단은 마이크로파 방사선을 제공하는 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 50.

제49항에 있어서,

상기 마이크로파 방사선을 제공하는 수단은 위상 배열의 안테나인 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 51.

제2항에 있어서,

상기 에너지를 제공하는 수단은 제어가능한 충전된, 절연, 전도성 요소에 연결된 가열 요소를 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 52.

제51항에 있어서,

상기 제어가능한 충전된, 절연, 전도성 요소는 열 감지기에서 피드백에 의한 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 53.

제52항에 있어서,

상기 열 감지기는 적외선 유형, 광섬유 유형, 전자 유형 또는 광학 형광 유형의 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 54.

제2항에 있어서,

상기 에너지를 제공하는 수단은 단편 가열 장치 또는 압전을 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 55.

제2항에 있어서,

상기 에너지를 제공하는 수단은 열 필라멘트를 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 56.

제55항에 있어서,

상기 에너지를 제공하는 수단은 배선의 강도에 의해 반사 공동 안의 위치에 강하게 고정된 열 필라멘트인 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 57.

제55항에 있어서,

상기 에너지를 제공하는 수단은 원심의 샤프트/팁 영역에 고정할 수 있게 부착된 필라멘트인 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 58.

제55항에 있어서,

상기 에너지를 제공하는 수단은 손잡이에 위치한 열 필라멘트이며, 열 필라멘트의 방출은 표적 조직으로 상기 부가 에너지를 제공하는 샤프트 또는 팁 위치(조직-변경-원도/영역)에 인접한 거울에서 반사되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 59.

제2항에 있어서,

상기 에너지를 제공하는 수단은 제어가능한 충전된, 절연, 전도성 요소에 연결된 저항 부하와의 접촉을 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 60.

제2항에 있어서,

상기 저항 부하를 제공하는 수단은 박막 저항기, 펄티에 열전 냉각기의 뜨거운 쪽의 그룹에서 선택된 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 61.

제2항에 있어서,

샤프트 또는 팁 위치(조직-변경-원도/영역)에서 방사된 성분은 표적 조직을 변경시키는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 62.

제2항에 있어서,

표적 조직을 변경하기 위해 샤프트 또는 팁 위치(조직-변경-원도/영역)에서 방사된 성분은 샤프트 안의 루멘을 통해 전달되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 63.

제2항에 있어서,

표적 조직을 변경하기 위해 샤프트 또는 팁 위치(조직-변경-원도/영역)에서 방사된 성분은 샤프트에 외부적으로 연결된 루멘을 통해 전달되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이트닝 장치.

청구항 64.

제2항에 있어서,

표적 조직을 변경하기 위해 샤프트 또는 팁 위치(조직-변경-원도/영역)에서 방사된 성분은 다음의 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치: 보고된 증식요법 화학물질, 고장성 포도당(D-glucose), 나트륨 모루에이트, 페놀, 농축된 소금물, 세제, 나트륨 디옥시클로레이트, 폴리도카놀, 나트륨 도세실 황산염, 및 고장성 염분, 산, 트리클로로아세틸산, 글리콜릭산, 염기, 조직-염증 유도 화학 물질, 조직-외상 화학 물질, 액체, 젤, 거품, 서스펜션 또는 가루 형태의 섬유증 유도 화학 물질, 실리콘, 콜라겐 서스펜션, 지방 글로불린/오일 물 서스펜션, 모래, 유리, 플라스틱 과립, 다른 불용해성 과립, 비누, 미생물학의, 식물 또는 동물 물질.

청구항 65.

제2항에 있어서,

기구의 쇠퇴는 쇠퇴 수단에 의해 변경되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 66.

제65항에 있어서,

상기 쇠퇴 수단은 다음 그룹에서 선택된 하나 이상의 비율 제어 아이템을 포함하는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치: 스마트 카드, 제한값으로 통합된 회로, 제한값을 가진 메모리 카드, CPU 제어기, 보호 전극 코팅의 변경, 전극 주의의 물질의 열적 특징.

청구항 67.

적어도 하나의 전압이 생성된, 관련 오목 용해 단편을 통해 표적 조직으로 에너지를 전달하는 것(상기 적어도 하나의 오목 용해 단편과 함께 상기 복수의 관련 돌출 부재가 면에서 조직을 실질적으로 용해하도록 구조화되며, 상기 관련 돌출 부재 및 오목 부재는 적어도 한 시각에서 보인다); 및

에너지 제어 수단을 사용하여 표적 조직에 적용된 에너지를 제어하는 것을 포함하는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법.

청구항 68.

제67항에 있어서,

상기 에너지 제어 수단은 다음의 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법: 외과의사의 접촉 제어, 열 감지기, 임피던스 감지기, CPU를 통한 피드백, 아날로그 비주얼 감시, 디지털 감시.

청구항 69.

적어도 하나의 전압이 생성된, 관련 오목 용해 단편을 통해 표적 조직으로 에너지를 전달하는 것에 의해 적어도 하나의 표적 조직면을 형성하는 것(상기 적어도 하나의 오목 용해 단편과 함께 상기 복수의 관련 돌출 부재가 면에서 조직을 실질적으로 용해하도록 구조화되며, 상기 관련 돌출 부재 및 오목 부재는 적어도 한 시각에서 보인다);

관련 오목 용해 단편 안에 위치하지 않은, 샤프트 또는 팁 위치로 부가 에너지를 전달하여 표적 조직(조직-변경-원도/영역)에 부가 에너지를 제공하는 것; 및

에너지 제어 수단을 사용하여 표적 조직에 적용된 에너지를 제어하는 것을 포함하는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법.

청구항 70.

제69항에 있어서,

상기 부가 에너지는 다음 그룹에서 선택된 수단을 통해 전달되는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법: 무선 주파수, 레이저, 강한 펄스 광, 비-응집성 전자기 방사선, 마이크로파, 열적, 균일한 가열 요소, 열 필라멘트.

청구항 71.

제70항에 있어서,

상기 열 에너지는 냉 비활성 기체에 중속된 해빙되는 표적 조직의 열이 조직을 변경시키는 인간 환경에서 과생되는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법

청구항 72.

적어도 하나의 전압이 생성된, 관련 오목 용해 단편을 통해 표적 조직으로 에너지를 전달하는 것에 의해 적어도 하나의 표적 조직면을 형성하는 것(상기 적어도 하나의 오목 용해 단편과 함께 상기 복수의 관련 돌출 부재가 면에서 조직을 실질적으로 용해하도록 구조화되며, 상기 관련 돌출 부재 및 오목 부재는 적어도 한 시각에서 보인다);

표적 조직을 변경하기 위해 샤프트 또는 팁 위치(조직-변경-원도/영역)에서 방출된 성분을 전달하는 것;

에너지 제어 수단을 사용하여 표적 조직에 적용된 에너지를 제어하는 것; 및

방출된 성분 전달을 제어하는 것;을 포함하는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법.

청구항 73.

제72항에 있어서,

상기 방출된 성분은 다음 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법: 냉 유체, 냉 기체, 열 유체, 열 기체, 기체, 섬유증 유도 성분, 조직-외상 성분, 조직-자극 성분, 조직-염증 유도 성분, 섬유아세포 성장 유도 성분, 콜라겐 생성 유도 성분, 액체, 젤, 거품, 서스펜션 또는 가루 형태의 섬유증-유도 화학물질.

청구항 74.

제73항에 있어서,

상기 콜라겐 유도 성분은 다음 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법: 증식요법 화학물질, 고장성 포도당(D-glucose), 나트륨 모루에이트, 페놀, 농축된 소금물, 세제, 나트륨 디옥시클로레이트, 폴리도카놀, 나트륨 도세실 황산염, 및 고장성 염분.

청구항 75.

적어도 하나의 전압이 생성된, 관련 오목 융해 단편을 통해 표적 조직으로 에너지를 전달하는 것에 의해 적어도 하나의 표적 조직면을 형성하는 것(상기 적어도 하나의 오목 융해 단편과 함께 상기 복수의 관련 돌출 부재가 면에서 조직을 실질적으로 융해하도록 구조화되며, 상기 관련 돌출 부재 및 오목 부재는 적어도 한 시각에서 보인다);

표적 조직을 변경하기 위해 적어도 하나의 별개 수단에서 방출된 성분을 전달하는 것; 및

별개 수단의 방출된 성분 전달을 제어하는 것;을 포함하는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법.

청구항 76.

제75항에 있어서,

상기 별개 수단은 카테터, 탐침, 튜브, 정맥 튜브, 바늘 및 루멘을 가진 내시경의 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법.

청구항 77.

제76항에 있어서,

상기 별개 수단의 방출된 성분은 다음 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법:냉 유체, 냉 기체, 열 유체, 열 기체, 기체, 섬유증 유도 성분, 조직-외상 성분, 조직-염증 유도 성분, 섬유아세포 성장 유도 성분, 콜라겐 생성 유도 성분, 액체, 젤, 거품, 서스펜션 또는 가루 형태의 섬유증-유도 화학물질.

청구항 78.

적어도 하나의 전압이 생성된, 관련 오목 융해 단편을 통해 표적 조직으로 에너지를 전달하는 것에 의해 적어도 하나의 표적 조직면을 형성하는 것(상기 적어도 하나의 오목 융해 단편과 함께 상기 복수의 관련 돌출 부재가 면에서 조직을 실질적으로 융해하도록 구조화되며, 상기 관련 돌출 부재 및 오목 부재는 적어도 한 시각에서 보인다); 및

에너지 제어 수단을 사용하여 표적 조직에 적용되는 에너지를 제어하는 것;을 포함하는 것을 특징으로 하는 제모 방법.

청구항 79.

표적 조직(조직-변경-원도/영역)에 부가 에너지를 제공하기 위해 샤프트 또는 팁 위치에 연결된 수단을 통해 표적 조직으로 에너지를 전달하는 것; 및

에너지 제어 수단을 사용하여 표적 조직에 적용된 에너지를 제어하는 것을 포함하는 것을 특징으로 하는 제모 방법.

청구항 80.

적어도 하나의 전압이 생성된, 관련 오목 융해 단편을 통해 표적 조직으로 에너지를 전달하는 것에 의해 적어도 하나의 표적 조직면을 형성하는 것(상기 적어도 하나의 오목 융해 단편과 함께 상기 복수의 관련 돌출 부재가 면에서 조직을 실질적으로 융해하도록 구조화되며, 상기 관련 돌출 부재 및 오목 부재는 적어도 한 시각에서 보인다); 및

인간의 외모를 변경하기 위해 관련 돌출부 및 오목부의 통행에 의해 형성된 조직면에 이식가능한 성분을 삽입하는 것;을 포함하는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법.

청구항 81.

제80항에 있어서,

상기 이식가능한 성분은 다음 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법: 흡수성 및 비흡수성 요소.

청구항 82.

제81항에 있어서,

상기 이식가능한 성분은 다음 그룹에서 선택된 방법으로 인간의 외모를 변경하기 위해 이식하는 동안 및 그 후에 기계적으로 타이팅되는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법: 스티칭(stitching), 스탬플링(stapling), 조이기, 나사로 조이기, 또는 고정.

청구항 83.

제81항에 있어서,

어떤 시간 길이를 위한 상기 이식가능한 성분은 통행에 의해 형성된 상기 면 사이에서, 적어도 어떤 공간을 차지함으로써 인간의 외모를 변경하는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법.

청구항 84.

제81항에 있어서,

상기 이식가능한 흡수성 및 비흡수성 성분은 다음 그룹에서 선택되는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법: 폴리글락틱산, 폴리글리콜릭산, 폴리다이옥사논, 글리콜산, 폴리글레카프론25, 글리코어631, 나일론, 폴리프로필렌, 실크, 면, 폴리에스테르, 폴리부트에스테르, 서지컬 스테인리스 철, 확장된 폴리테트라플루오로에틸렌 (ePTFE), 폴리에틸렌, 폴리글락틴, 폴리에틸렌, 테레프탈산, 데이크론®, 알로덤®, 세프라메시® (나트륨 히아루로네이트 및 카르복시메틸셀룰로오스로 한쪽에 코팅된 폴리프로필렌 그물망), 세프라필름® (나트륨 히아루로네이트 및 카르복시메틸셀룰로오스), 실리콘, 프로시트® 서지컬 메시, 울트라프로® 부분 흡수성 경량 메시, 서지컬 티타늄 메시®, 소 또는 인간 또는 돼지-유래 콜라겐, 사체(Cadaveric) 대퇴근막(fascia lata) (파시안®), 히알루론산 파생물, 온도 조정 거품, 열 조정 거품, 화학반응 조정 거품, 알로덤® (무세포 동종이식 피부 매트릭스), 폴리에틸렌 테레프탈산 (메실렌®), 프로프라스트®, 메드프로®, 티타늄 금속 합금, 바이탈륨 금속 합금, 실리콘, 수산화 인회석, 바이오글라스, 및 비-세라믹수산화인회석.

청구항 85.

팁, 샤프트 및 손잡이; 및

적어도 하나의 전압이 생성된, 관련 오목 융해 단편에 의해 분리된 상기 팁의 원심 말단에 복수의 관련 돌출 부재를 포함하고,

상기 적어도 하나의 오목 융해 단편과 함께 상기 복수의 관련 돌출 부재가 터널이 없고 무벽 경향으로 면에서 조직을 실질적으로 융해하도록 구조화되며,

상기 관련 돌출 부재 및 오목 부재는 적어도 한 시각에서 보이는 것을 규정되는 것을 특징으로 하는 얼굴 타이팅 장치.

청구항 86.

적어도 하나의 전압이 생성된, 관련 오목 용해 단편을 통해 표적 조직으로 에너지를 전달하는 것에 의해 적어도 하나의 표적 조직면을 형성하는 것(상기 적어도 하나의 오목 용해 단편과 함께 상기 복수의 관련 돌출 부재가 면에서 조직을 실질적으로 용해하도록 구조화되며, 상기 관련 돌출 부재 및 오목 부재는 적어도 한 시각에서 보인다); 및

에너지 제어 수단을 사용하여 표적 조직에 적용되는 에너지를 제어하는 것;을 포함하는 것을 특징으로 하는 표적 조직을 치료하는 방법.

청구항 87.

인접한 말단 및 원심 말단을 가지는 샤프트; 및

상기 샤프트의 상기 원심 말단에 고정되게 부착된 복수의 돌출 부재를 포함하며,

상기 복수의 돌출 부재는 상기 샤프트에 위치적으로 고정된 관계이고, 상기 복수의 돌출 부재의 각 돌출 부재가 어떤 다른 돌출 부재에 위치적으로 고정된 관계이며, 상기 복수의 돌출부재는 제1 돌출 부재 및 제2 돌출 부재를 포함하고;

용해 기계 장치는 상기 제1 돌출 부재 및 상기 제1 돌출 부재 사이에 위치한 제1 전기전도성 용해 단편을 포함하며, 상기 용해 단편은 그 원심 쪽에서 절단하도록 구조화되고;

상기 복수의 돌출 부재는 상기 용해 단편에서 절연되며, 상기 복수의 돌출 부재는 상기 용해 기계 장치의 한쪽에서 제1 면을 규정하고, 상기 제1 면과 반대인 상기 용해 기계장치의 쪽에서 제2 면을 규정하며, 상기 용해 기계 장치는 상기 제1면 및 상기 제2 면에 실질적으로 평행하고 상기 제1면 및 상기 제2 면에서 연장된 범위 안의 위치에서 고정되고, 상기 장치가 조직을 통해 밀어나감에 따라 상기 제1면 및 상기 제2면에 평행한 두 반대 그리고 실질적으로 평면 조직면을 절단하도록 상기 장치가 구조화되는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 88.

제1 기기를 가지고, 인간 또는 동물 조직에서 실질적으로 평면으로 분리하는 것, 두 마주보는 조직면을 만드는 것; (상기 제1 기기는 인접한 말단 및 원심 말단을 가지는 샤프트 및 상기 샤프트의 상기 원심 말단에 고정되게 부착된 복수의 돌출 부재를 포함하며, 상기 복수의 돌출 부재는 상기 샤프트에 위치적으로 고정된 관계이고, 상기 복수의 돌출 부재의 각 돌출 부재가 어떤 다른 돌출 부재에 위치적으로 고정된 관계이며, 상기 복수의 돌출부재는 제1 돌출 부재 및 제2 돌출 부재를 포함하고,

용해 기계 장치는 상기 제1 돌출 부재 및 상기 제1 돌출 부재 사이에 위치한 제1 전기전도성 용해 단편을 포함하며, 상기 용해 단편은 그 원심 쪽에서 절단하도록 구조화되고,

상기 복수의 돌출 부재는 상기 용해 단편에서 절연되며, 상기 복수의 돌출 부재는 상기 용해 기계 장치의 한쪽에서 제1 면을 규정하고, 상기 제1 면과 반대인 상기 용해 기계장치의 쪽에서 제2 면을 규정하며, 상기 용해 기계 장치는 상기 제1면 및 상기 제2 면에 실질적으로 평행하고 상기 제1면 및 상기 제2 면에서 연장된 범위 안의 위치에서 고정되고, 상기 장치가 조직을 통해 밀어나감에 따라 상기 제1면 및 상기 제2면에 평행한 두 반대 그리고 실질적으로 평면 조직면을 절단하도록 상기 장치가 구조화된) 및

제2 기기를 가지고 상기 두 마주보는 조직면의 적어도 한 조직면에 에너지를 적용하는 것을 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

명세서

기술분야

본 발명은 성형 수술 장치에 관한 것이다. 그러나, 더 특히, 본 출원 및 다른 출원 중인 출원은 정확하고 일정한 평면 조직을 분할함으로써 새롭게 분할된 조직면의 정력적인 변경에서 나오는 조직의 타이트닝 성형 수술을 수행한다. 장치는 가장 최소한의 절개를 통해 얼굴 표면 아래에서 작동한다. 본 발명은 단지 세 개의 1cm 길이의 절제만 이용하여 20분 이하 동안 무벽(wall-less) 손상된 얼굴 피부의 1000cm² 이상에서 생성될 수 있는 팁 조직(tip configuratuon)이다. 발명이 조직의 넓은 표면 아래 영역 및 용적에 극적으로 그리고 균일하게 영향을 준다고 해도, 임상적으로 시각적인 절제가 비교적 작고 회복 기간이 비교적 빠르기 때문에 장치의 사용은 최소한의 침습성 성형 수술로 간주된다. 발명은 또한 유기(organic) 및 무기(inorganic), 화학 물질 및 재료의 공동으로 작용하는 적용을 통해 분할된 조직면의 정력적인 효과를 향상시키기 위한 부수적인 방법에 관련된다. 본 출원 및 관련된 출원의 목적은 콜라겐 형성을 통해 조직 수축 및 강화를 유도하기 위해, 최소한으로 절제하고 완벽하게 상피를 방지하면서, 나머지 섬유상조직 터널을 남기지 않고 효과적이고 균일하게 분리하고 분할하며, 동시에 별개의 보이지 않는 혈관을 응고시키며, 분할된 조직면의 다른 쪽에서 효과적으로 조직을 변경하는 것이다. 부가적으로, (나머지 섬유상조직 터널을 남기지 않고) 인간 얼굴 조직면의 완전하고 효율적인 분리의 독특하고 중요한 부-혜택은 깊은 섬유 부착물을 하면 절제(undercutting)하는 것을 통해 얼굴의 얼굴 조직에서의 표적 주름, 기복(undulations), 접힘(folds) 또는 손상의 재형성을 방해하는 것이다.

배경기술

본 출원은 2004년 7월 30일에 출원된 "얼굴 조직의 강화 및 타이트닝 장치 및 방법"이라는 제목의 미국출원번호 10/903,325의 우선권을 주장하며, 이는 전체로써 참조에 의해 여기에 통합된다.

본 출원은 2000년 1월 22일에 출원된, "얼굴-리프팅 장치(FACIAL-LIFTING DEVICE)"라는 제목의 미국출원번호 09/749,497 및 1999년 12월 31일에 출원된, "무선 주파수 에너지를 이용하여 얼굴 리프팅을 수행하기 위한 수술 장치(SURGICAL DEVICE FOR PERFORMING FACE-LIFTING SURGURY USING RADIO FREQUENCY ENERGY)"라는 제목의 미국출원번호 09/475,635, 현재 미국특허 6,440,121 및 2000년 1월 5일에 출원된, "전자기 방사선을 이용한 얼굴 리프팅을 행하기 위한 수술 장치(SURGICAL DEVICE FOR PERFORMING FACE-LIFTING SURGURY USING ELECTROMAGNETIC RADIATION)"라는 제목의 미국출원번호 09/478,172, 현재 미국특허 6,432,101 및 2000년 6월 6일에 출원된, "열 방사선 성형 수술 장치(THERMAL RADIATION FACELIFT DEVICE)"라는 제목의 미국출원번호 09/588,436, 현재 미국특허 6,391,023의 부분계속출원이다.

동물 및 인간 피부는 일반적으로 적어도 세 개의 층으로 구성된다. 이 층들은 (i) 색소 세포(pigment cell) 및 구멍(pore)을 포함하는 최외각 표면 표피, (ii) 진피(dermis) 또는 가죽층, (iii) 일반적으로 지방 조직, 섬유 조직 또는 근육인, 진피하(subdermis)를 포함한다. 대부분의 원기 회복 방법의 에너지의 현재 표적은 진피로서, 이는 대부분 섬유아세포(fibroblast cell)로 구성된다. 섬유아세포는 진피를 위한 콜라겐 층 및 히알루론산(hyaluronic acid)과 같은 기초 물질을 생산한다. 진피에서 외상(trauma)과 같은 장애가 일어날 때, 섬유아세포는 활성화되고 새로운 회복 강화 콜라겐을 생성할 뿐만 아니라 수축시켜서, 치료 조직을 탱탱하게 하고 봉인한다. 콜라겐은 대부분의 모든 인간 몸에서 발견되는 기반 조직 단백질이다. 이는 인종, 위치, 나이 및 개인의 이전 외상에 따라서, 표피에 약 5% 이하, 진피에 약 반, 및 피하 조직의 약 20%가 존재한다. 즉각 콜라겐 감소는 개별 콜라겐 섬유의 축에 평행하며, 이는 현미경으로 얼룩처럼 보이는 것처럼 콜라겐 가닥의 방향에 개략적으로 대응한다. 콜라겐이 열 손상되면, 특징적인 콜라겐 삼중 나선의 전부 또는 부분이 상실되는 교차결합된(cross-linked) 콜라겐 분자가 가수분해되고 수소 결합이 재형성된다. 외상 및 어떤 질병의 결과로서 형성된 새 콜라겐; 새 콜라겐은 기술적으로 상처 조직이다. 그래도, 상처 조직의 제어되고 균일한 형성은 심층 화학 필링을 뒤따르는 화상을 입은 여자들의 얼굴의 경우에서 볼 수 있는 것처럼 이전의 의학적으로 유리하며 시각적으로 원할 수 있다. 따라서, 필요하며, 균일하고 제어된 경향으로의 새 콜라겐의 형성은 탱탱함뿐만 아니라 조직 강화를 유발할 수도 있다. 그것은 인간 얼굴에서, 균일하지 않지만, 기형만 있다고 서술된다.

현재, 다음의 장점을 가진 수술 장치가 필요하다: 1) 최소 침습성 삽입- 단지 일인치의 3/8만 절제한 것을 통해 전체 얼굴 및 목을 치료하는 것, 2a) 나머지 섬유(콜라겐) 조직 터널을 남기지 않지만 더 깊은 구조로 진피를 유지하는 어떤 및 모든 섬유 결합을 끊기 위해 직선 수평 추적을 유지하면서 신경 및 관 층 네트워크를 보존하지 않는 정확한 수평/접선 조직층의 [보이는 주름, 접힘, 갈라진 틈(crevice)으로 표면에서 보이는] 분리, 2b) 팁 에너지 적용 절단- 최소 절단과는 거리가 멀어서 내시경을 사용하여 맨눈으로 보일 수 없게 위치한 혈관을 응고시키는 것은 성가시며 시간 소비적이다, 3) 피하 조직 에너지 적용 능력을 피부를 탱탱하게 하고 강하게 하는 콜라겐을 변경하거나 유도하거나 또는 자극하게 감독해서 극히 민감하고 손상되기 쉬운 표피를 우회하여 보이는 표면 상처 및 색소 손실/초과를 피하는 것.

출원인들은 다음의 필요를 충족한다; 1) 거의 보이지 않는 수술 장치를 상처로 도입하는 최소 침습성 수술, 2) 빠른 환자 회복 및 치료, 3) 종창성 마취로 사용될 수 있는 능력, 4) 완벽한 표피 회피 또는 우회, 5) 혈관을 응고시키면서, 인간 조직면을 효율적으로 분리 및 분할하기 위한 얼굴 및 목에서 20분 수술 시간, 6) 콜라겐 재형성, 수축 및 강화를 유도하는 것에 의해 분할된 조직면에 인접한 조직을 변경하는 수반 능력, 7) 진피와 더 깊은 피부 조직과의 사이에서 모든 섬유 결합 요소를 끊고 탈락시켜서 재형성 및 재부착이 일어나지 않아서 수축 치료 단계에 뒤따르는 얼굴의 표면 조직에서 표적 주름, 기복, 접힘 또는 손상이 다시 나타날 기회를 감소시키는 것. 의학 문서에서 어떤 장치 또는 방법도 동시에 이러한 관심 모두를 언급하고 있지 않다. 간단한 종창성 마취를 삽입한 후에, 경험이 많은 경우 봉합을 포함하여, 단지 15분 안에 인간의 성형 수술이 수행된다.

(수술에서의) 절단, (수술에서의) 세포 용해, 날카로운 잠식 및 무딘 잠식은 출원인의 이전의 관련 기술에서 규정되었다. 날카로운 기구 잠식은 성형 수술의 대들보이지만, 심지어 성형 수술을 수행하는 숙련된 성형외과 의사라도 날카로운 잠식을 수행하는 동안 때때로 정확한 조직면을 "상실"할 것이다; 많은 기술과 경험을 가지고 있더라도, 날카로운 가위 또는 메스(scalpel)가 조직을 절개/잠식하는 동안 이전 수술 상처 또는 비정상적인 해부는 수술의 완벽을 방해할 것이다. 무딘 잠식은 조직 사이의 저항을 최소화하는 경로를 찾기 위해 둥글고, 끝이 날카롭지 않은, 기구 또는 사람의 손가락을 이용한다; 일단 의사가 원하는 면을 찾으면, 무딘 절개는 혈관이나 (사람 근육에서의) 신경과 같은 중요한 조직을 외상 입히거나 손상시킬 기회가 줄어들어서, 출혈 또는 영구 얼굴 마비의 기회가 감소하는 장점을 제공한다. 불행하게도, 인간 얼굴에 존재하는 섬유 조직 사이에서만 무딘 잠식을 하면 두꺼운 섬유벽을 가진 비정상적 터널을 초래한다.

레이저를 이용한 현재 얼굴-회춘 기술의 단점은 앞에서 설명한 출원 및 특허에 기술되어 있다. 다른 수동 에너지로 절단하는 현재 성형 수술 기구는 정력적인 성형 수술 절개 동안 균일한 벽이 없는 조직면을 제공할 수 없다. 현재의 레이저는 얼굴 안에서 조직을 활성화시키기 위해 현재 에너지 관련 성형 수술 방법을 이용하여 환자의 외부의 위치에서 조잡하게 발화된다(쿡, R.C. 쿡, K.K, 리핀코트, 윌리엄 및 윈킨스에 의한 "부어오른 지방흡입술 및 레이저 미용 수술의 메뉴얼", 필라델피아 ISBN: 0-7817-1987-9, 1999 참조). 현재, 거의 정확하지 않게 깊은 피부 조직이 치료되고, 변화되거나 손상된다. 앞서 언급한 기술의 복잡함은 피부과 수술(dermatologic surgery) 26에서 자코브 등에 의해 요약되었다:625-632, 2000.

전자 수술 장치를 이용한 현재 성형 수술 기술의 단점은 앞에서 설명한 출원 및 특허에 기술되어 있다.

모든 인간에게 색소 색 및 조직을 주는 피부의 종이처럼 얇은 층이 표피이다. 불행하게도, (피부에 주사로 화합물을 채우는 경우를 제외하고) 지금까지 존재하고는 모든 피부 회춘 시스템 및 (귀 주위의 피부를 절단하는) 전통적인 성형 수술은 진피에 도달하고 치료하기 위해 표피를 통과해야 한다. 표피 및 그 구성 조직의 손상은 때때로 상처처럼 보이는 피부의 원하지 않는 착색 및 색소 상실을 초래한다. 피부 회춘 수술에 관한 지난 10년간의 과학자 및 엔지니어의 관심은 얇고 중요한 표피 및 상부 피부층에 손상을 주지 않는 방법이다.

본 특허 출원은 피하 (지방)층과 같은 진피에 인접한 조직면에 심각한 외상이 염증성 매개 물질 또는 면 사이의 세포 교차에 의해 반대로 진피의 반대 위층에서 유도될 수 있다는 첫 번째 제출한 보고서로서 역할을 할 것이다. 부가적으로, 본 발명 및 관련 특허에 의한 진피에서 새 콜라겐이 규칙적이고 정확하게 형성하는 것은 원하는 조직을 탱탱하게 할 뿐만 아니라 강하게 할 수 있다. 인간 얼굴 피부가 나이가 들에 따라, 성형 외과 의사들이 얼굴을 봉합하여 탱탱하게 하도록 이용하는 조직의 가장 강한 층, 즉, 근막 또는 SMAS(Superficial Musculo Aponeurotic System)으로 알려진 섬유층은 얇아지고 약해진다. 질병 및 식이요법 및 화학 물질의 노출과 같은 환경적 요소는 결실을 거두지 못한다. 본 발명의 많은 실시예에는 장치가 생성하는 균일한 조직 면으로의 장치가 가하는 외상 또는 조직 변경의 에너지를 정확하게 전달하는 결과로써 섬유 아세포를 활성화시키고, 콜라겐의 양을 증가시키면서 이런 층을 따라 통과할 수 있고 따라서 노화된 층을 두껍게 하고 강하게 한다. 단지 세 개의 최소 침습성 1cm 절개를 이용하여 장치가 만드는 거대하고, 정확하고 출혈없는 표면 아래 면이 더 두꺼워질 필요가 있다면, 세 개의 최소 절개가 강화 망사(reinforcing meshes), 사슬(tether), 얼굴 임플란트뿐만 아니라 유기 및/또는 무기 물질로 만들어진 슬링(sling)을 얼굴로 삽입하게 된다. 우리가 아는 한, 잠재하는 증식요법제의 화학적인 기술기가 작용하는 균일한 얼굴 조직면을 정확하게 생성하기 위해 이용되는 어떤 도구도 없기 때문에, 증식 요법제는 얼굴을 탱탱하게 하거나 강하게 하는 것으로 이전에 설명되지 않았다. 증식 요법 유체는 즉제의 장치의 작동을 향상시키거나 그들의 일차적인 효과를 유발시키기 위해 최소 절개로 삽입될 수 있다.

피부과용으로 적용되는 단편 광열용해(Fractional Photothermolysis)는 본 발명과 관련 기술과 구별될 만하다. FP(Fractional Photothermolysis)는 록스 앤더슨(Rox Anderson)에 의한 가장 최근의 출판물에서 잘 기술되어 있다: 맨스테인(Mastein) D, 헤론(Horron) S, 터너(tanner) H, 및 앤더슨 R에 의한, *레이저 인 서저리 앤 메디슨* 지에서 출판된 "단편 광열용해: 열 손상의 미시적인 패턴을 이용한 피부 리모델링을 위한 새로운 개념", 34 권, 424-438 페이지, 2004. 앤더슨은 "광 피부 노화된 피부를 치료하기 위한 효과적이고 안전한 레이저 치료에 대한 요구가 증가하고 있다. 두 치료 양상, 즉

ASR(ablative skin resurfacing) 및 NDR(non-ablative skin resurfacing)은 이러한 요구를 처리하기 위해 발전되었다. 그러나, 현재 이용할 수 있는 모든 레이저 치료는 심각한 문제를 나타내며 이러한 레이저 시스템은 전형적으로 좁은, 환자의 치료 범위에서만 안전하고 효과적으로 작동한다."라고 기술한다. 좁은 범위에 대한 중요한 이유는 매우-섬세한 표피 때문이다. 앤더슨은 "주름(rhytide) 및 태양 탄력 섬유증 치료를 위한 효능은 증가된 열 손상 깊이로 향상된다[Anderson's reference 9]고 연구되고 있다. 주름 치료를 위한 가장 효과적인 에르븀(Erbium): YAG(Yttrium Aluminum Garnet) 레이저는 나머지 열 손상을 증가시키기 위해 긴 펄스 길이를 사용한다[reference 10]. 효능을 희생시키지 않고 상처 치료를 향상시키기 위해, ASR을 위해서 복합적으로 접근하고 있다[reference 11]. ASR와 관련된 문제를 해결하기 위해, 소위 NDR 기술이 상처 반응을 유도하기 위해 피부 조직을 선택적으로 손상시키지만 표피에는 손상을 주지 않는 것으로 나타난다[reference 12-25]. 이 기술에서, 표피 손상을 제외한 피부를 가열하는 것은 적절하게 시간을 맞춘 표면 피부 냉각과 함께 레이저 치료를 조합하여 이루어진다. 열적으로 손상된 피부 조직에 대한 상처 반응은 새 피부 콜라겐을 형성하고 광피부노화와 관련된 조직 손상을 치료한다. NDR 기술에서 표피의 손상이 없는 것은 부작용과 관련된 치료의 엄격함과 기간을 심각하게 감소시킨다. NDR 과정에서 사용되는 레이저는 절제 에르븀: YAG 및 CO2 레이저를 표면적으로 흡수하는 더 깊은 광 침투 깊이를 가진다. 이러한 기술이 표피 손상을 피할 수 있다는 것을 증명하는 반면, 이런 기술의 주요한 단점은 제한된 효능이다[reference 26]."라고 주장한다. 앤더슨은 단지 2% 조직 수축 결과를 측정하고 보고한다: "...작은 그러나 재생할 수 있는, 피부 수축이 마이크로타투(microtattoo) 위치에 의해 측정된 것으로 관찰된다. 피부 수축은 치료 다음 3개월간 명확하게 나타난다...". 영구 표피 손상을 최소화하기 위한 앤더슨의 관심은, 특히 흑인 환자에서, "우리 연구에서, 몇몇 흑인 연구대상이 있는데, 그들은 치료당 낮은 또는 중간 정도의 MTZ(Microscopic Treatment Zone) 밀도로 FR 후에 거의 또는 전혀 심각한 색소 침착 이상을 나타내지 않았다. 조직학은 '차량과 같은 MENDs(Micro Epidermal Necrotic Debris)를 이용하여 국소적인, 잘 제어된 멜라닌 방출 및 이송 기계장치가 있다고 나타난다."

앤더슨에 의해 기술된 피부과용으로 적용된 FP는 출원인의 것과 다르다. 앤더슨의 FP 장치는 외부 피부 표면에 위치해야 하며 내부 루트에서 피부의 외부층에 도달하기 위해 내부 사용에 대해 기술하지 않는다. 앤더슨의 FP 장치는 외부적이며, 표면 피부 밑의 섬유 조직을 끊을 수 없도록 디자인되고 실마리를 풀기 위한 출원인의 팁과 같은 다른 부착물이나 장치 없이 피부 밑을 통과할 수 없다. 얼굴의 더 깊은 조직에 표면 피부를 부착하는 피부 표면 밑의 섬유 결합을 끊지 않는 것은 영구적으로 주름을 결합한다. 불행하게도, 표면 치료는 일시적이며 단지 사소한 탕탕함만 유발한다. 앤더슨의 피부과용 적용 기술은 에너지를 제한해야 하기 때문에, 손상되기 쉬운 표피를 손상시키지 않기 위해 단지 2%만 탕탕해진다. 앤더슨은 영구적인 표피 손상을 피하기 위해 일어나는 외상 표피 재-생성을 위한 충분한 시간 및 공간을 요구하는 MENDs(Micro Epidermal Necrotic Debris)를 이용한다. 출원인의 실시예는 MEND 또는 심지어 FMN(Focal Macroscopic Necrosis)를 만들며 균일한 에너지 기울기를 허용하는 균일 조직면에서 내부에서 외부로 에너지를 전달해서 더 깊은 조직 수축이 일어나고 있는 동안 섬세하고 민감한 표피를 우회한다. 출원인의 미국 6,203,540은 손상과 같은 FMN을 일으키는 피부 밑으로 펄스되고 전달되는 레이저 광섬유를 포함한다. 언급한 섬유 사이즈는 MEMD 보다 더 큰 에너지 파괴 패턴을 제공하지만; 미국 6,203,540에서의 광섬유 사이즈는 MEND의 사이즈보다 큰 또는 그에 근접하는 손상량을 일으키는 것을 줄일 수 있고, 표피 효과를 최소화하면서 더 많이 진피를 변화시키기 위해 앤더슨보다 더 많은 에너지를 표피를 향해 '상방'으로 방출한다. 더 많은 직접, 내부 에너지 전달을 위한 능력 때문에 출원인은 더 빨리 더 넓은 표면 영역의 치료를 생각한다. 출원인은 경험자에 의해 20분 이하의 수술 시간에서 전체 얼굴 및 쇄골까지의 목을 치료한다. 앤더슨의 장치는 3개월의 연구기간 동안 사이즈가 두 배가 된 아기 돼지의 복부에서 10*10sqcm 타투(tattoo) 눈금에서의 출원인의 20~30% 수축과 비교한 것처럼 팽팽함이 늘어나지 않고 단지 2% 조직 수축 측정지만 조직으로 전달된다. 결과에서의 차이는 조직으로 전달된 에너지에서 두 방법 사이에서 많은 차이점을 때문에 나타난다.

레이저 치료 조직 및 전자수술적으로 치료된 조직은 몇몇 측면에서 유사하다. 그러나 내부적으로 전자-변형되는 인간 조직의 경우, 즉각적인 국부 증발된 조직 영역이 비교적 높은 전기적 임피던스로 작용하고, 전압 차이를 증가시켜서, 조직의 국부 전자 침투/치료를 변경한다. 출원인의 것보다, 장치의 사용의 인한 비정상적으로 두껍고 비정상적으로 형성된 섬유 터널 나머지들에 의한 비정상적인 에너지 흡수는 치료에서 보이는 비정상적인 피부 표면 효과를 유발할 것이다. 섬유 터널 벽 나머지가 없이 정확하게 형성된 얼굴 조직면으로 조직-변경 에너지를 적용하는 것이 중요한 다른 이유는 포함한다; "조직의 전기적인 임피던스는 전기 전도성 세포 유체를 둘러싸는 세포막의 전기적 특성 때문에 증가하는 주파수를 감소시키는 것으로 알려진다. 더 높은 조직 임피던스의 결과, 전류 속(current flux) 라인은 조직 가열의 더 작은 깊이 때문에 덜 깊이 통과하는 경향이 있다. 만약 조직 가열의 깊이가 더 깊은 것이 더 높은 출력 전압에 영향을 미치면 부파수가 이용되어야 한다. 가열이 임피던스에 의해 제공으로 증가된 작동 전압에 비례하기 때문에 낮은 임피던스 경로는 자동적으로 더 낮은 저항 가열을 초래한다.

단극 전자수술 기구는 전자수술 탐침(probe)의 팁에 단일의 능동 전극을 가진다. 표적 조직에 접촉하는 능동 전극에 적용되는 낮은 전압은 조직 및 환자를 통해 전류를 분산 접지판 또는 중성 전극으로 이동한다. 능동 전극과 표적 조직 사이의 전압 차이는 전극과 조직 사이의 물리적인 간격을 통해 전호(electrical arc)를 형성하도록 한다. 조직과 접촉하는 전호에서, 전극과 조직 사이의 전류 밀도 때문에 빠른 조직 가열이 일어난다. 전류 밀도는 절단 효과를 일으키는 스팀으로 세포액

을 증발시킨다. 단극 전자 수술 방법은 일반적으로 환자의 몸을 통해 능동 기구 전극에서 규정된 경로를 따라 회복 또는 접지 전극으로 전류를 전달한다. 작은 지름의 전극은 장소에서 전기장 세기를 증가시킨다. 양극 주조는 열 손상을 감소시키는 치료 장치의 능동 영역 주위에서 전류를 더 용이하게 제어해서 환자를 통한 전류의 전도를 감소시키면서 조직 괴사 및 부수적인 조직 손상을 최소화한다. 출원인은 보호 팁과 결합해서 사용되는 전기 에너지의 최적 조합은 용해 단편에서 단극 절단 전류와 부속의 장치의 평면을 따른 단극 또는 양극 응고 전류이다. 얼굴 절제의 저항성 저 지방층면이 전기적으로 또는 에너지적으로 외상을 이고 결과적으로 매개 물질을 (염증성 화학 매개 물질 또는 세포성 전달과 같은) 수축이 일어나는 위의, 너무 늘어뜨린 진피로 전달시킨다는 출원인의 발견 때문에, 양극보다 국부적으로 더 높은 에너지 포맷은 전달 효과 (SDTISTE(subcutaneous to dermis traumatic inflammatory shrinkage transfer effect))가 일어나도록 지방층을 괴사시킬 필요가 있다.

미국 5,781,469 및 관련 특허에서의 에거(Egger)는 출원인과 다르다. 에거는 미세 정렬된 전극 사이에서 전도성을 만들어 내는 이온 유체가 필요하고 기구 안에서부터 적합하게 기능하도록 이온 유체 소스에 의존하는 전기 수술 장치를 개시한다. 에거는 실시예에서 선택한 것에 따라 다양한 배열로 정렬된 미세 전극의 쌍 또는 그룹 사이에서 이론적으로 양극 에너지가 흐른다는 것을 개시하고 있다. 불행하게도, 에거의 도면 2c 평면도를 관찰하면 출원인의 팁과 모양에서 유사한 부정확한 인상을 제공한다; 그러나 에거에서, 만약 판의 생성이 시도되거나 가능하다면, 돌출부는 판에서 혈관의 피하 망상 조직을 포함하는 중요한 인간 얼굴 조직 구조를 비정상적으로 자극하고 파괴하는 전극/컨덕터이다. 출원인의 돌출부는 비-전도성 또는 절연 보호체이며 중요한 피하 망상 조직 보존을 제공하면서 정확한 장치의 이동, 벽이 없는 균일한 조직 판 형성을 촉진한다. 팀에서의 전극 배열에 대한 에거의 실시예는 출원인의 의도와 원동력과 반대인 원하는 효과인, 표적 조직에서 도관을 형성하기 위해 정렬 돌출부가 끊어지는 유정시추의 구성요소 강판에 비유될 것이다. 미국 5,871,469의 단 4의 49줄에서 에거를 인용한다: "전기장은 적어도 능동 전극 표면의 부분에서 얇은 층으로 전기적으로 전도성 액체를 증발시키고, 증발층을 이온화시킨다....". 에거는 최적화의 전도성 유체의 얇은 층의 증발을 개시한다; 전도성 유체의 부수적인 적용은 출원인에게는 필요하지 않다. 또한 에거는 단 11에서 밝히고 있다: "괴사(조직사, 파괴적인 변경)의 깊이는 전형적으로 0에서 400마이크론 사이이며, 일반적으로 10에서 200 마이크로(=0.2mm)일 것이다." 출원인에 의해 생성된 에너지 수준은 에거의 안전 범위보다 20배 더 큰 4mm(4000마이크론) 깊이까지 조직 손상이 일어난다. 출원인만이 에너지를 변경하는 조직 또는 화학 물질을 변경하는 조직에 적용하고 기울기 전압을 균일하게 하는 터널이 없고, 벽이 없으며, 균일한 판을 생성할 수 있다. 에거의 미국 5,871,469 외부 피부를 다시 꾸미는 것(비사지®)은 외부 이온 유체 점적을 요구하며 치료적이며, 표피 색소의 변경 또는 상처 없이 매우 미세한 주름보다 더 많이 제거되지 않는 것이 알려져 있다. 단지 두꺼운 주름만이 비사지®에 의해 감소될 수 있다. 에거는 일정하게 에너지를 전달하는 균일한 얼굴 조직면을 생성할 수 있는 터널 또는 나머지 터널 벽을 형성하지 않고 의존적으로 따라가도록 활성화시킬 수 있는 팁을 보호하는 어떤 돌출-후퇴 조직도 설명하지 못한다. 균일하게 활성화된 균일한 조직면 없이, 조직의 수축이 균일하게 될 수 없다.

에거의 미국 특허 번호들: 6,740,079; 6,719,754; 6,659,106; 6,632,202; 6,632,193; 6,623,454; 6,595,990; 6,557,559; 6,557,261; 6,514,248; 6,482,201; 6,461,354; 6,461,350은 실질적으로 모두 양극이며 탐침 또는 분리 기구의 부분에 위치할 수 있는 유체 전달 요소를 필요로 한다. 양자택일적으로, 전기 전도 젤 또는 스프레이가 표적 조직에 적용될 수 있다. 모두 터널-벽이 없는, 완전하게 균일한 거기에 효과적으로 작용하는 얼굴 판을 형성할 수 없다. '559B1은 단일막이 비균일한 터널을 생성하고 최소 저항의 위치로 터널에 의해 빗나가게 되기 때문에, 단일의 오리너구리-부리 모양의, 비대칭적으로 위치한, 터널-벽이 없는, 완전하게 균일한 거기에 효과적으로 작용하는 얼굴 판을 형성할 수 없는, "비의상성(atraumatic)" 막을 개시하고 있다. '341B1은 양극 전극이 '절개 과정 동안 표적 조직에서 0.02에서 2mm의 거리를 유지되어야 할 필요가 있다..... 이 공간을 유지하면서....조직(brushing)과 관련하여 탐침을 횡단으로 옮기거나 회전한다." 만약 조직의 더 깊은 영역이 응고 또는 콜라겐 수축이 필요하다면(파문된 혈관을 봉이나면서)... 전극 터널을 압박하다....줄가열(Joule heating)." 원래, 따라서 제한된 절제 포트에서 10cm까지 떨어진 보이지 않는 혈관을 봉인하기 위해 무턱대고 압박할 그런 필요를 성취하는 것은 내시경없이 불가능하여 완전한 수술에 (전통적인 성형 전체를 시작하고 끝내는 것보다 짧은)몇 시간 걸리기 때문에 '345B1은 만약 내부, 최소 침습성, 완전한 얼굴 조직 변조 장치로서 사용하기 위한 비실용적인 장치가 아닐 것이라는 것은 불가능하다. '350B1의 단 8에서, 혈관을 다루는 것은 내시경 없이 수술적으로 힘들며 만약 '345B1에서 언급한 것과 같은 이유로 제한된 절제에서 무턱대고 수행한다면 수술적으로 불가능하다. '350B1은 양극 디자인에서 발견되는 전기 에너지의 관련된 약점에 의존한다; 경보기로의 회로 검출 및 해석은 운동 중의 정확한 위치를 유지하기 위한 기하학적 도형 및 손상을 피하기 위한 공지의 신경 위치에서 떨어져 조작하기 위한 촉진에 의존하는 출원인과 반대로 신경을 보존할 수 없을 것이다. 출원인 및 다른 성형 외과 의사들은 탐침의 나머지 열에 의해 생성된 150°C 온도가 혈관을 봉인한다는 '261B1에서의 에거의 언급에 동의하지 않는다; 동의하지 않는 사람들은 최소의 침습성 절제 위치에서 숨겨진 거리의 혈관의 경우 얼굴 동맥의 표본 중단 사이즈 브랜치(branches)를 인용한다. 에거의 모든 것에서, 특히 '193B1, 도 3에서, 이차원 도면의 초기 검사는 출원인의 것과 유사하나, 돌출부는 원통형 베이스이며, 전도성이고, 비-절연성이며, 선형으로 배열되지 않고 그들 사이에 용해 단편이 없다. '248B1은 절단 조직을 위한 전자수술 전호를 더 정확하게 변형하기 위해 연필-모양의 가리개-같은 탐침의 측면에서 올라오는 측면으로 전개할 수 있고 수축할 수 있는 안테나를 사용한다. '248B1은 측면 베이스 전극을 사용하고 얼굴의 섬세한 표면 아래의 균일한 용해를 위한 절단 기구의

상기 부분의 위치를 정하는 것이 불가능함으로써 출원인과 상이하다. '248B1의 측면 전선은 비균일한 용해 터널에 인접한 가장 큰 섬유 형성체의 영역과 반대 방향으로 강제되어 비균일한 결과를 초래한다. '079B1은 텅에서 균일한 방출 전호 및 더 정확한 절단 파동을 전달할 수 있는 전자 수술 생성기이다. '079B1은 다양한 기하학적 도형의 역동적인 능동 표면 영역에 능동 전극을 사용하지만, 출원인의 기하학적 도형은 '079B1이 조직면 에너지 흡수에서 균일함에 반대로 영향을 주는 터널 벽이 없는 완전하게 균일한 얼굴면을 생성할 수 없다는 점에서 매우 다르다. 부가적으로, '079B1의 단극 전달 전류는 출원인의 조직-변형-에너지-원도/영역의 골라겐/섬유 조직 변형 기능에 바람직하지 못하며 '079B1이 기하학적 도형이 그런 중요한 구조를 보호하는 출원인의 보호 절연 돌출부가 없다고 언급 및 예상하기 때문에 얼굴 진피 및 피부 망상조직의 섬세한 밀이 많이 손상된다. 실질적으로 예거의 모든 것은 양극 전자수술을 개시한다; 예거가 양극 전자 수술이 다음을 생성한다고 언급하기 때문이다 "플라즈마 층은 밀의 조직에 손상 및 피사를 최소화하기 위해 표면층에 분자 해리 과정을 한정한다." 피사와 같은 비정상적인 결점 없이 위의 피부 및 표피 조직을 균일하고 안정하게 변형시키는 것은 출원인의 기하학적 도형 및 인접한 에너지 기능 없이 불가능하다. 영구적인 표피 변화 또는 희생 없이 상당한 탱탱한 효능이 없기 때문에, 비사지@는 미용 수술 및 살롱에서 단지 제한적으로 사용되며; 높은 에너지 수준에서의 사용은 원하지 않는 표면 피부 상처를 유발하였다.

글로브의, 미국 6,210,405는 예거의 것과 유사하게 작동하는 전자수술의 가는(rasp) 장치이다. 표적 표면을 마멸시키는 가는 것 없이 매끄럽게 전진하는 기구를 개시하는 출원인과 반대로 글로브는 표적 조직 주위의 흡인이 필요한 증기 거품을 만들어내는 "가는" 장치를 개시한다. 글로브는 출원인 및 출원인의 이전 관련기술과 반대로 "...공동을 채우고 넓히기 위해..." 식염수와 같은 용액을 필요로 하는 정형외과 수술 및 비뇨기과 수술에서의 사용을 개시한다. 글로브는 제거되지 않지만 리모델링을 위해 활성적으로 변경되고 남아있는 표적 조직에 의해 매끄럽게 절단하고 통과하는 출원인과 반대로 "브로쉬(brushing)...용적축소(debulking)...조각술(sculpturing) 및 평활화(smoothing)"에 유용한 기구를 개시한다. 글로브는 이온 유체 펌프 및 흡인기를 필요로 하고 출원인과 반대로 내시경의 도움에 대해 언급한다. 출원인은 펌프나 흡입기는 선택적인 감각적이고 무척대고 작동되는 장치를 개시한다. 글로브의 것은 장치가 적절한 섬유 기장 얼굴 조직면으로 성공적으로 통과할 때 수술 의사가 얻는 감각인 출원인의 단어"rasp"의 이전 사용과 달리 "마멸"하기 위한 줄처럼 작동하는 "가는 것"을 개시한다.

캘리포니아 헤이워드(hayward)의 써마지 사(Thermage, Inc.)는 최근에 외부에서 접촉하면서 전압을 주는 피부과용으로 적용되는 전자수술 형판의 조직 수축 생산품을 시장에 도입하였다. 에너지가 진피를 통해 통과해서 리모델링을 이루기 위해 콜라겐을 전기적으로 변경할 의도로 상부 피부를 통해 에너지가 전달되며; 표피에서의 손상은 표적 영역의 표피에서 전기 임펄스 시간에 약 -40°C의 한계(cryogen; cooling gas)를 외부에서 뿌림으로써 감소한다. 불행하게도, 써마지 사의 조직 수축량은 (몇 현저한 미용 외과의를 인용하면서) 의학 서적에서 통계학상으로 사소한 경계로 증명될 수 있고, 5% 미만이다. 현재, 많은 논쟁이 통계학상으로 중요한 향상이 써마지 사의 조직 수축과 관련하여 존재하는지 여부로써 미용 피부과 공동체에 있다. 스텐의 미국 6,413,255B1은 써마지 사의 장치와 관련되며 피부과용으로 적용되는 "다양한 저항 부분을 가지는....조직 경계 표면"이다. '255B1은 피부과용으로 적용되는 양극 전극의 선형 배열을 개시하며; 회복 전극으로 사용되는 피부과용으로 적용되는 단극 실시예가 또한 설명되어 있다. 전자수술 전달 장치와 관련된 '255B1에서 기본 청구항은 피부의 외부 표면에 접촉하고 있는 것으로 나타난다. 노울턴의 미국 특허: 6,470,216; 6,461,378; 6,453,202; 6,438,424; 6,430,446; 6,425,912; 6,405,090; 6,387,380; 6,311,090; 6,241,753; 5,948,011; 5,919,219; 5,671,524; 5,755,752는 써마지 사에게 라이선스가 있다. 노울턴은 '481B1에서 "본 발명은 세포의 전체적인 피사를 증명하지 않는다. 대신에...콜라겐의 부분적인 변성(denaturation)이 탱탱해지게 한다."고 언급하고 있다. 노울턴은 "멜라노사이트(melanocytes)(표피의 색소 세포)나 다른 표피 세포를 손상하지 않고 또는 수술적 개입 없이 조직을 탱탱하게 하기 위한" 필요성으로써 멜라노사이트를 보호하려는 미국 특허 5,143,063의 실패를 언급하고 있다. 노울턴의 이전에 언급한 기술은 따라서 비-침습성으로 분류되며 따라서 조직 손상의 결과로써 표피에 어떤 절제나 의도된 개방을 포함하지 않는다. 출원인의 기술은 피부를 통해 삽입되는 것으로 언급되지 않는, 노울턴의 이전에 언급한 기술과 반대로 절제를 필요로 한다; 노울턴의 장치는 너무 커서 어떤 최소의 침습 수술 장소에 적용될 수 없다. 피하 지방에서 섬유 격벽에서 콜라겐의 제어된 수축을 위한 '854B1 방법은 대부분 의학 공동체에서 원하지 않는 것으로 보인다. 격벽 스트링을 잡아당기는 것은 표면 피부의 인-포켓팅을 유발한다. 이는 셀룰라이트(원하지 않는 문제)가 지방층을 향해 아래로 상부 피부층을 인-포켓팅을 유발하는 수축된 섬유 격벽의 결과로 간주되기 때문이다. '753B1에서 노울턴은 내부 상체로 조직 표면에서 제2도 화상보다 더 깊지 않게 생성되어 골막(periosteum) 너머 골질의 피부 경결과 같은 영역 넘어 조직 수축이 생성되며, "이 방법은 콜라겐이 없거나 부족한 조직 부분에서 특히 유용하다."라고 언급한다. '753B1에서, 노울턴은 장치는 피부를 통해서(transcutaneously, percutaneously) 또는 내시경으로 통해서 사용될 수 있다고 언급한다. 또한 노울턴은 표피 상처가 표면 아래에서 화상으로 인한 것이라는 역 열적 기율기에 대해 언급한다. 피부 아래로 의학 기구에서 전기를 전달하는 이론은 새롭지 않고, 노울턴의 특별한 실시예에서 사용되고 있다. 유사한 에너지의 피부를 통한 전달은 적어도 1980년대 중반부터 전자수술에서 외과 의사들이 실행하고 있었고 콕이 목의 아래 진피에 접촉하기 위해 피부를 통해서 레이저를 감독하였을 때 1990년 대부터 레이저 수술을 위해 실행하고 있었다. 십년에서 이십년이 넘는 내시경 기술의 대부분은 피부를 통한 전달 전기 수술 또는 레이저를 허용한다. '731B1이 균일하게 전자 에너지를 전달하는 균일한 평면 조직 표면을 생성하

지 못한다는 것이 가장 구별된다. 비정상적인 표적 표면은 비정상적인 전자 에너지 기울기를 만든다. 출원인은 섬유 터널 벽이 없는 새롭게 분리된 얼굴 조직의 균일한 밴드를 치료하기 위해 제공할 수 있으며; 따라서 위의 콜라겐은 표피를 포함한 상부 피부의 결정적인 스트립핑 도는 밴딩없이 아래의 에너지 소스 및 기울기에 의해 균일하게 치료될 수 있다. '753B1은 강한 섬유 방해물을 끊거나 터널을 형성하지 않고 자유롭게 '752B1 장치가 통과하는 경로의 최소의 침습성을 허용하는 가능성이나 수단을 제공하지 않는다. '276B1에서 노울턴은 이차원에서 출원인과 유사한 "도입기"를 도시하는 도 2A를 나타낸다; 그러나, 케이블, 카테터, 가이드 전선, 폴 전선, 절연 전선, 광학 섬유, 및 보는 장치를 위한 돌출하는 부착 채널을 가지는 원통형 2A 장치가 이차원적으로만 고려되었지만 삼차원적으로는 매우 비유사하다. '276B1의 단 4에서 노울턴은 몸 구조를 수신하기 위한 기둥과 연결하는 장치를 언급하고 있다. '276B1은 기둥과 접촉하기 위해 단지 외부 조직 (또는 점막과 같은 다른 외부층 피부)에 대해 언급하고 디자인하고 있다. 나머지 특허는 '090과 관련되며 고무와 유사한 방법으로 외부 피부 표면을 부분적으로 따르는 전해질 용액을 이용하여 ('202B1은 몸 조직을 위해 부풀어오른 막을 개시한다) 이온이 통과할 수 있는 다공 막을 가지는 외부 피부로 피부과용으로 적용되는 장치를 포함한다; 단극 및 양극 실시예가 제공된다. 그러한 장치는 표피를 통해 균일하게 (RF, 마이크로파, 초음파 등을 포함하여 세포 가열 또는 물리적 파괴를 유발할 수 있는 어떤 종류의 것으로 규정되는) 방사 에너지를 통과하게 하며, 냉각 루멘 및 표면 냉각 유체를 이용하여 표피 손상을 최소화한다. 반면에 출원인 및 출원인의 이전 관련 기술은 탐지 감각을 유지하면서 얼굴을 통해 정확하게 용해하는 터널이 없는 면을 제공하는 특별한 팁을 가지는 내부 탐침을 개시한다. 더구나, 미국 '255B1의 동시에 냉각된 표피를 통해 에너지가 적용되는 다음의 많은 공개된 연구는 사진의 주름 또는 부드러움을 넘어 조직의 팽창함의 향상에 대한 여론을 충분히 제공하지 않는다. 반대로, 출원인 및 출원인 이전의 관련 기술은 많은 영향을 주고 매우 민감한 표피를 우회하는 에너지 레벨을 개시한다. 출원인 및 출원인 이전의 관련 기술은 표적 진피로 전자 에너지를 더 많이 상당하게 통과하도록 표피 가열을 줄이기 위해 한제 스프레이를 필요로 하지 않는다.

브룩커의, 미국 5,500,012 및 레이저, 광섬유, 무선 주파수, 초음파 또는 마이크로파를 이용하는 다른 점 치료 조합 에너지 장치는 카테터 모양의 휠 수 있고 단면이 원형인 고유의 모양이 출원인 및 출원인 이전의 관련 기술과 다르다. 유연한 카테터는 얼굴의 섬유 조직을 통과할 수 없다. 그런 자치는 일반적으로 기관 사이를 하나 또는 그 이상에서 "점" 치료를 하기 위해 이동한다. 전극(18, 20)이 전자 심장 부동맥을 탐지를 돕는 것을 의미하는 탐지기 전극이며, 예거의 경우와 마찬가지로 두 도면을 삼차원으로 고려할 때 출원인 및 출원인의 이전 관련 기술의 절연 돌출 단편과 어떤 유사성이 명백하게 다르다. 점에서 브룩커의 도 4에서 주목해야 한다. 휠 수 있는 카테터로서 브룩커는 적절한 섬유 얼굴면을 따라 진행하는 단단함이 없고 구멍 또는 터널을 간단하게 뚫거나 최소 저항의 경로로 진행한다. 브룩스와 출원인 및 출원인 이전의 관련 기술의 실시예 사이에서의 유사점은 브룩커는 심장 세포에 독소를 전달할 수 있지만; 출원인이 장치로 증식 요법을 사용하는 것은 균일하게 생성된 조직면을 균일하게 변형시키는 것이다. 전기적으로 적당하지 않게 화상을 입은 심장 세포를 죽일 필요가 있을 때 브룩커에서 전극 배열은 카테터 채널에서 나오거나 일시적으로 돌출한 단일의 전압을 주는 치료 전극이 있는 브룩커의 팁 주위에 위치한 탐지 전극이다.; 브룩커의 돌출된 배열은 일반적으로 움직이지 않고 이동하는 동안 조직을 잡음으로써 이동을 방해한다. 브룩커의 돌출부는 따라서 장치의 이동에 도움을 주지 않는다.

켈러의 미국 5,445,634 및 5,370,642와 같은 단일 루멘, 원형 또는 비-평면 단면 레이저 전달 장치는 부수적인 내시경의 사용을 필요로 한다. 내시경은 의사가 참으로 곤란한 표적 조직으로 기구를 지시하기 위해 켈러의 기구를 조정하는 동시에 사용하기 위해 두 손이 일반적으로 필요한 성가신 광학 기구이다. 켈러와 유사한 장치는 전압을 주는 관련된 오목부를 가지는 보호 관련 돌출하는 비-접촉 요소가 출원인의 평면 팁 구조를 결여하여 다르다. 장치가 조직 안에 적당하게 이동하고 있다고 의사가 용이하게 알 수 있고 그에 확실하게 의존할 수 있는 간단하고 명백한 "느낌"을 통해 즉시 의견을 제공하기 때문에 출원인의 기술은 내시경의 도움 없이 의사에 의해 무턱대고 다루어질 수 있다. 외과의사가 전체 조직면을 따라 에너지를 해리하는 조직의 어떤 종류에 초점을 맞추는 내시경을 사용하지 않는 한 켈러와 같은 장치는 단지 점 터널링을 수행할 수 있다; 불행하게도, 켈러와 협조된 평면 운동을 유지하는 것은 시간이 걸리고 곤란할 것이다. 켈러는 '634과 '632를 사용하여 결과가 채널로 제한된다고 토론한다.

롭의 미국 5,984,915는 인간 얼굴 피하 피부 조직을 통해서 단일 노출된 광섬유의 통과를 개시한다. 그런데 롭은 해부되지 않은 터프(tough) 및 섬유 인간 섬유-지방(fibro-fatty) 얼굴 조직을 통해 노출된 광섬유의 통행을 허용하는 어떤 하우징 또는 강체 구조 또는 반강체 구조를 개시하고 있지 않다. 롭은 단 6의 줄 55에서 기술하고 단언한다.: "광섬유는 노출된 광섬유이다... 레이저 에너지를 방출하고 있는 동안 팁이 피부를 관통하고 피하 조직으로 전진한다..." 더 롭은 단 9 줄 14에서 개시한다:"광섬유의 팁의 직경은 약 25-100미크론의 범위에 있다(<0.1mm)...바람직하게 약 50미크론..." 기술분야에서 기술을 가진 자는 어떤 균일한 임상 효력을 가지기 위하여 비교적 통과할 수 없는 인간 얼굴 조직을 통해서 그런 얇은 섬유를 전진하는 것은 불가능하다는 것을 용이하게 안다. 얼굴에 균등성없이, 얼굴에는 기형이 있다. 진피가 축구공 가죽과 유사한 통과할 수 없는 콜라겐 섬유로 구성되고 피하 지방층이 관계된 조밀한 콜라겐의 섬유 격막을 포함하는 곳에서, 인간 얼굴 해부학에 비추어, 복부의 지방층만큼 조밀할지라도, 롭은 균일한 효력을 전달할 수 없고 '915에서 가능하지만 비실용적이다. 출원인이 얼굴 피하층의 광대한 섬유질 격벽 네트워크를 관통하고 얼굴의 이 층의 콜라겐을 능률적으로 바꾸기 확대하기 위하여 획일한 조직 표면을 제공할 수 있는 정력적인 요소를 포함하는 비교적 강체 구조를 제공하기 때문에

출원인은 립과 다르다. 립은 "피부 주름 제거"을 위해 테이블 1에서 펄스 에너지 수준, 즉 립의 섬유 직경에 기초를 둔 비교적 조밀한 얼굴 지방층을 통하여 하나의 머리카락 얇은 광섬유가 통과하는 것이 불가능한 업무이면 전체 얼굴을 효율적으로 비추나 치료하기 위하여 수 시간에서 몇일이 걸릴 것이라고 개시하고 있다. 립에 대항하여 다투면서 대부분의 얼굴 주름의 밑에, 콜라겐 축적이 특별하게 조밀하다는 것이 주목할 만하다.

용어 리터섹터(rhytisector)는 (rhyti=주름) + (sector =자르거나 제거한다)에서 파생된 합성어이다. 공구는 일반적으로 자연적인 주름, 접힘 또는 가는 선에 "제거될" 표적 주름에서 거리로 피부의 밑으로 삽입되었다. 리터섹터는 흔하게 8cm와 16cm 사이의 길이인 Y의 축(shaft)/기부(base)에 금속으로 만들어진 "Y" 모양 장치이며, 리터섹터의 약 3-4mm인 Y의 V부분의 팔과 기부(예각)는 얇고 나뉜다. 의료 서적에서 논의되는 리터섹터는 열에서 수평하게 보이고 어떤 방법으로 활성화되어 충전하지 않은 때 완전하게 편평하다. 리터섹터 사용은 최근 십년 동안 극적으로 줄었다. 불행하게도, 리터섹터 공구는 멍, 혈종(혈액 풀(pool)) 및 원하지 않는 혈관 열상(breaking open)을 일으키는 강렬한 출혈을 위해 명성을 쌓았다. 이것은 주로 예리한 가장자리 및 옹고시키는 능력이 없기 때문이다. 출원인은 많은 중요한 전자 수술적인 그리고 성형수술/의료 기기 제조자의 1999년 이전부터의 카탈로그를 찾았다: 번스코(Bernsco), 엘만(Ellman), 콜로라도 바이오메디컬, 코메드(Conmed) 델라스코(Delasco), 스노우덴 펜서(Snowden-Pencer), 티어멘(Tiemann), 및 웰-존슨 그리고 "Y"의 원심 끝에서 대전성(electrifiable) 또는 충분히 전기로 저항하는 어떤 리터섹터에 대한 언급이 발견되지 않는다. 리터섹터가 완전하게 얇고 마찬가지로 편평한 기기이기 때문에 만약 리터섹터가 출원인과 유사할지라도 모양은 다를 것이다.

페린(Farin)에 의한 미국특허 제5,776,092는 조직을 치료하기 위한 레이저, 초음파 또는 무선 주파수 장치를 전달할 수 있는 단순한 관 장치를 기술한다. 그런데, 페린의 장치는 조직면을 분리하는 것이 아니며 조작할 때 조직을 붙잡고, 찢고, 찌를 수 있다. 페린의 장치와 그 유사한 것 사이의 차이점은 본 출원 및 출원 중인 특허에서 기술되었다.

본 특허 신청에서 성형 수술 또는 얼굴 리프팅수술을 위한 초음파 지방 흡입 수술 캐놀러를 사용하는 것의 차이점은 본 출원 및 출원 중인 특허에 기술되어 있다.

본 발명에서 독특하게 이로운 일반 인구의 특별한 부분 집합이 존재한다. 백인 남자 및 여자의 얼굴 피부 그리고 하부 구조는 45세와 55세 사이에서 늘어지기 시작하고 접히기 시작한다. 아시아, 스페인과 아프리카계의 환자는 이 조건의 그러나 조금 더 늦은 나이에 동일할 단계를 경험할 것이다. 현재 흉터를 숨길 목적을 위해 2개의 귀의 각자의 주위에서 10-20cm의 긴 절개가 만들어진다; 피부는 절단되어 폐기되고 잔여 피부를 잡아당긴다. 불행하게도, 피부는 잡아 당겨지고 제거되는 것에 대응하여 두꺼워지지 않는다; 그것은 단지 얇아진다. 1990년대 초, 몇몇 성형외과 의사들은 40대 여성들에게 "예방의" 또는 "우선적인" 주름제거를 옹호했다. "예방의 얼굴 리프팅"이라는 이 철학은 지금은 평판 좋은 대다수의 외과 의사에 의해 지금은 크게 신용이 손상되었다.

현재의 얼굴 리프팅 및 피부-타이트닝 기술의 단점 및 부족이 주어지면, 빠르고 안전한 대안을 제공하는 장치가 필요할 것이다. 본 발명은 조직 수축을 유도하기 위하여 각종 유사한 그리고 비유사한 형태의 에너지에 인접한 독특한 전압을 주는 용해 디자인을 이용한다. 본 발명은 얼굴 리프팅, 얼굴 타이팅 또는 비-얼굴 타이팅을 성취하기 위해 인간 도는 동물 조직을 강화하기 위한 과정을 제공한다. 장치 및 방법은 사무실 기초 수술뿐만 아니라 병원에서도 빨리 이용될 수 있고 고통과 손상의 위험을 최소화한다.

발명의 상세한 설명

고통과 부작용을 감소하면서 빠르고 정확한 성형수술, 조직 강화 또는 타이팅 조치가 최소 침습성이며 비교적 빠른 환자의 회복을 수행하는 것을 제공하기 위해 외과 의사에 의해 이용될 수 있는 방법 및 장치를 제공하는 것이 본 발명의 목적이다.

피부 조직 강화 및 타이팅을 유도하기 위해 균일하게 용해하고 균일한 조직면으로 에너지를 전달하는 능력을 제공하면서 적절한 절단면을 용이하게 유지하는 성형 수술 장치를 제공하는 것이 본 발명의 다른 목적이다.

본 발명의 또 다른 목적은 터널이 없고 섬유질 벽이 없는 성형 수술동안 제어되고, 안전하고 균일한 섬유 지방 조직 분리를 위해 적당한 수준에서 용해된 표면을 위치하게 할 수 있는 잠식성 장치를 제공하는 것이다.

팁의 모양과 크기는 다음과 같이 규정될 것이다: 구근 모양- 더 얇은 인접하는 용해 영역과 비교할 때 정상 또는 정면에서 볼 경우 구의 거친 기하학적 도형 또는 둥근 모양에서 팁 돌출부; 용해 단편- 정면에서 볼 경우 구의 모양에 인접하는 영역

과 비교할 때 얇아지는 틱 영역; 관련 돌출부- 비교적 오목한 더 얇은 인접하는 "융해 영역"과 비교할 때 적어도 1개의 각에서 볼 경우 거친 기하학적 도형 또는 둥근 모양에서의 틱 돌출부; 관련 오목부- 적어도 1개의 각에서 볼 때 관련 돌출부와 반대로 후퇴한 것으로 나타나는 틱의 지역.

장치는 조직에서 해부면 사이에 용이하게 위치하고 유지될 수 있고, 조직면을 균일하게 분리하고 완전하게 섬유 조직을 융해하도록 조작할 수 있는 비교적 평면 틱으로 빈 또는 속이 찬 샤프트를 포함한다. 그것은 의학에서 쿡에 의해 그리고 성형 수술 면에서 얼굴의 콜라겐(진피, 외부 플라티스마(plastysma) 근계 및 다른) 조직으로 에너지 적용의 효과가 수축과 타이트닝을 일으키는 원인이 될 수 있다는 과학 서적에서 다른 사람에 의해 매우 한정되게 보여졌다. 그러므로, 본 발명은 또한 에너지 소스 및 전달 수단을 제공하며, 이는 샤프트의 원심 틱으로 에너지를 전달한다. 다-색채 빛, 단색 빛, 레이저 광, 무선 주파수 전기 에너지, 진동에너지, 초음파 에너지, 마이크로파 에너지, 뜨겁고 찬 모든 열 에너지, 화학 에너지 또는 그것의 어떤 조합을 포함하여 장치의 각종 부분을 활성화시키기 위해 많은 에너지의 형태는 이용할지도 모른다. 출원인은 피하 조직으로 상당한 에너지를 전달할 수 있고 그것에 의해 생성된 염증 및 매개 물질이 염증과 수축을 일으키는 원인이 되는 위의 진피로 십자가를 분리된 면을 교차한다.

본 발명의 바람직한 실시예는 적어도 하나의 세포 사이의 융해 단편에 의해 분리된 샤프트의 원심 틱에 복수의 돌출 부채를 가지며, 여기서 틱과 동의어로 언급되며, 여기서 융해 단편은 돌출 부채와 관련하여 오목한 곳에 있다. 평면의, 둥근 또는 기하학적 샤프트는 장방형 안에서, 약간 굽은 또는 기하학적 도형 그러나 다소 평면이 아닌 틱의 어떤 평면 도형으로 끝날 수도 있다. 상기 또는 이하에서 볼 틱의 모양은 다양하며 원형, 사각형, 직사각형, 톱니 모양, 홈이 있는 모양 또는 기하학적 도형일 수도 있다. 굽은 볼록렌즈 모양 또한 사용될 것이다. 정면에서 볼 때 틱 모양은 다양하며, 타원형, 직사각형, 톱니 모양, 기하학적 모양 또는 홈이 있는 모양을 포함할지도 모른다. 바람직한 실시예가 편평하거나 평면인 단면 모양을 가진 샤프트를 제공할지라도, 샤프트의 대안 버전으로 그 단면이 타원형, 원형, 사다리꼴 또는 기하학적 도형도 받아들여질 것이다. 실시예가 돌출부와 오목부가 교체로 있는 모양을 가지는 틱을 제공할지라도, 반원형, 볼록 렌즈 모양 또는 기하학적 도형도 받아들여질 것이다.

중양과 하부 얼굴 리프팅/타이트닝을 위해 외과의사는 귀 앞의 그리고 턱 밑의 피부에 세 개 또는 그 이상의 비교적 작은 절개를 만든다. 장치의 모양이 중요한 구조(신경, 혈관)를 배제하여 이러한 중요한 구조의 얽힘 또는 외상 또는 무차별 절단 기피하면서 균일하게 분리하고 조직면을 유지하기 위해 외과의사의 손에 의해 장치의 샤프트로 앞으로의 힘과 잡아당기는 힘이 적용된다. 절단한 오목한 단편와의 관계의 덕택으로 중요한 구조를 배제하는 (가장 바람직한 실시예에서) 동일한 돌출부는 또한 더 낮은 진피에 관하여 본 발명의 깊이를 위치하게 역할을 한다. 관계된 돌출부(구) 및 관계되는 오목부(융해 단편)의 공간은 기기의 추적을 유지한다. "추적"의 유리한 감각은 속성 장치 이동에 있어 외과의사에 의하여 명백하며 장치가 어떻게 이동하고 있는지 알기 위한 어떤 모니터도 필요로 하지 않는다. 한 실시예에서 돌출부의 수 및 공간 둘 다 샤프트를 앞으로 미는 동안 흔들림 또는 측면의 (수평의) 미끄러짐을 감소하는 것을 도울 것이다. 수직으로 미끄러지는 것은 한 실시예에서 마찬가지로 금지된다; 돌출부/구의 폭은 융해/오목한 단편 및 표면 피부의 민감한 밑바닥의 부분 또는 혈관의 피부 망상 조직에서 중요한 혈액 공급을 포함하는 진피 사이의 정확한 거리를 유지한다. 아주 유리하게, 장치의 틱 및 장치의 작동은 직접 보지 않고, 즉 내시경 없이 느껴지고/인식될 수 있다. 외과의사는 장치가 적당한 위치에서 추적하고 있는지 명백하게 느낄 수 있다; 얼굴 조직을 통해서 명백하고 용이하게 단계-능력의(grade-able) 저항에 따라 이동하는 때 장치의 느낌은 위치 및 저 위치에 발생한 잠식량을 사용자에게 즉시 알려줄 수 있다. 독특하게, 이 장치는 균일하게 활성화될 수 있는, 균일한 조직면을 만든다. 어떤 섬유질 벽 터널 또는 비-균일 불규칙한 섬유질 속도 불규칙할 에너지 기구의 희생이 되는 다음 통과가 남아 있지 않는다.

돌출부/오목부 버전, 레이저 버전, 단색/다색 광 버전, 열 버전, 저-중 주파수 "일정한" 초음파-전압생성 버전, 고-주파수 초음파-전압생성 버전, 왕복 에너지 버전 및 전자 수술/무선 주파수-전압생성 버전, 열/가열-이온-전압생성 버전, 및 마이크로파-전압생성 버전을 사용하는 실시예가 본 출원 및 출원 중인, 등록된 특허에 기술되었다.

(비전통적인) 증식요법은 속성 수술 장치와 함께 사용될 수도 있다. 속성 수술 장치의 사용은 정확하게 분리된 얼굴 조직면에 영향을 미치기 위한 증식요법을 위해 독특함을 제공한다. (전통적 또는 비전통적인) 증식요법의 사용은 피부 회춘으로 내부 접근과 함께 이제까지 기술되어 있지 않았다. 활기찬 콜라겐 반응을 자극하는 몸으로 자극 화합물을 주입하는 것으로 증식요법을 생각한다면, 상기 결론은 사실이다. (클로로아세트산 또는 페놀로 하는) 깊은 화학 필링과 같은 표면 피부의 섬유아세포/콜라겐 재형성을 자극하는 외적 접근, 그러나 그 효력이 표면 피부의 심하고 영구적 기형 없이 피부의 가장 깊은 면까지 도달할 수 없다는 것이 논의될 것이다:섬세한 표피.

다음의 것은 이용할 수 있는 의료 서적에서 취한 증식 요법의 드문 화제에 대한 간단한 배경이다. 증식요법은 비수술 인대 개조, 경화술(sclerotherapy), 경화(sclerosant) 치료 및 재생 주입 치료로 또한 알려진다. 1950년 대에, 일반 외과의사인, 조지 해켓(Gorge Hackett) 박사가 만성 근골격 고통이 느슨한 인대 및 심줄에서 유래되었다는 것을 이론화하였다(해켓

GS. 증식요법에 의한 인대와 심줄 이완-치료. 3판, 스프링필드, III: 찰리 C 토마스 출판부; 1958:1-151). 상처 조직 형성 및 인대와 심줄 강화의 결과로 섬유아세포의 응답을 유도하기 위하여 헤켓은 조직으로 포도당용액을 주사했다. 헤켓은 이 치료법을 증식요법이라고 명명했으며, 이는 증식하대를 의미하는 라틴어에서 파생되었다. 원래의 기술 때문에, 증식 요법은 다른 것 중에서 골관절염, 허리 통증, 목 통증, 섬유조직염(fibromyalgia) 및 경추 두통을 포함하여, 다양한 근골격 상태의 치료를 위해 사용되었다. 고장성의 포도당(D-glucose), 나트륨 모루에이트(sodium morrhuate) 및 폐놀을 포함하여 다양한 경화용액 또는 증식 용액이 증식 요법에서 주사액으로 사용되었다. 이것이 인대 파괴와 파열을 일으키는 원인이 되는 가능성을 가지기 때문에 직접 인대로 주사하는 것을 피하면서 영향받는 심줄 또는 인대-속-뼈 접촉점 근처에 이상적으로 주사한다. 가장 일반적인 역효과는 주사 위치에서의 고통이다(김 SR, 스티틱 TP 등. 골관절염, 요통, 및 다른 근골격 조건을 위한 증식 요법의 논평: 정신병학적 관점. Am J Phys Med Rehabil 2004;83:379-389). 케이스 보고와 케이스 시리즈는 증식 요법으로 치료된 만성 두통 및 목 통증을 가지는 환자에게서 개선을 보고하지만 비교를 위한 충분한 제어 그룹에 없었다(아브라함 (Abraham) I. 만성 두통을 위한 증식요법. Headache 1997;37:256). 무작위로 선택되고 즉 무작위로 고른 제어 실험은 표준 치료가 실패한 환자의 경우에, 만성 요통의 치료에서 증식 요법의 효능을 시험했다(김 SR, 스티틱 TP 등. 골관절염, 요통, 및 다른 근골격 조건을 위한 증식 요법의 논평: 정신병학적 관점. Am J Phys Med Rehabil 2004;83:379-389. 엘렌. M(Yelland M) 및 글라지우. P(Glasziou P) 외. 만성 요통을 위한 증식요법 주사, 염분 주사 및 그리고 운동: 무작위로 고른 실험. Spine 2003;29:9-16. 엘렌 M, 마(Mar) C. 외. 만성요통을 위한 증식요법 주사. Cochrane database Syst Rev 2004;2:CD004059). 연구에서 허리 통증을 위한 증식 요법이 어떤 이득이 나타났을지라도, 자료는 연구 사이에 임상적인 이질성 때문에 메타-분석을 위해 합동될 수 없다; 연구 결과는 충분한 제어의 부족 및 공동 발명의 존재 때문에 혼동된다(김 SR, 스티틱 TP 등. 골관절염, 요통, 및 다른 근골격 조건을 위한 증식 요법의 논평: 정신병학적 관점. Am J Phys Med Rehabil 2004;83:379-389. 엘렌. M(Yelland M) 및 글라지우. P(Glasziou P) 외. 만성 요통을 위한 증식요법 주사, Cochrane database Syst Rev 2004;2:CD004059). 연구 규모가 작더라도, 증식 요법은 10% 포도당 주입으로 엄지 그리고 손가락의 골관절염의 치료에서 어떤 가능성을 보였다 (리브 KD, 하사넨 K: 골관절염 엄지와 손가락 (DIP, PIP 및 대다각-중수) 관절을 위한 포도당 증식요법의 무작위로 고른, 장래의, 위약-제어되는 이중 연구: 임상 효험의 기록. J Altern Complement Med 2000;6:311-20).

증식 요법 경화 용액 및 증식 용액의 일반적으로 이용되는 리스트는 포도당, 소듐 모루에이트 및 폐놀을 포함한다. 섬유아세포/콜라겐 반응을 유도하기 위해 인간 조직에서 그런 화학제품의 효력은 제어할 수 있는 외상으로 생각할지도 모른다. 그런데 더 낮은 농도에서 동물 조직에 비교적 독성이 없지만 어떤 복용량-의존인 또는 높은 농도로 부식성의, 자극 또는 독성인 다른 용액은 또한 증식요법에서 역할을 할 수 있고 다른 설탕 용액, 폴리도카놀, 소금 (즉 NaCl), SDS(sodium docecyl sulfate)도 포함될 것이다. 그런 용액은 최소 침습 수술 장치에 의해 생성된 수술면 사이에 있는 포켓으로 주사될 수 있다. 화학으로 유도된 조직 자극 또는 외상이 발전하여 콜라겐 및 조직 기질 생산으로 국지 섬유아세포 반응 및 섬유아세포 확산, 그 결과인 조직 타이팅 및 회춘을 자극한다. 전술한 약품은 용액이지만 정자(micelles), 거품 및 서스펜션을 포함하는 비용액 또는 심지어 불용성 물질의 혼합물의 사용이 유사한 섬유아세포/콜라겐 조직 반응을 일으킬 것이다. 자극하거나 제어할 수 있게 인간 조직을 섬유아세포/콜라겐 반응으로 외상을 입힐 수 있는 비-용액은 실리콘/염류 서스펜션, 콜라겐 서스펜션, 지방 글로불린/오일 물 서스펜션, 모래, 유리, 플라스틱 과립, 다른 불용해성 과립, 비누, 기본 미생물, 식물 또는 동물 물질 등을 포함할 것이다. 이러한 유형의 물질은 콜라겐/섬유아세포 확산에 microgranulomatous 반응을 일으킨다. 물론 모든 상기 물질이 포켓으로 무균 상태로 주사되며 적절한 치료기간에 초과량이 제거된다.

수십 년 동안 성형외과 의사들은 손상을 치료하고 지지하기 위해 생물학적 및 비생물학적, 유기 및 무기 그물을 얼굴로 삽입하였고, 복부 및 사타구니 같은 다른 지역으로 지지하고 등 헤르니아 조직을 지지하기 위해 삽입하였다. 그런데 더 큰 수술 개부가 필요한 그물의 배치는 그런 큰 그물을 최소 침습 절제를 통해 고정하면서 그물이 이식되는 자유로운 표면 영역에 큰 가능성을 허용할 수 있는 출원인 및 출원중인 특허에 필요하다.

본 발명은 얼굴-리프팅 및 얼굴-타이트닝의 효능 및 안정성을 향상시키는데 사용될 수 있으며, 다양한 미용 수술에서 유용하다. 본 발명의 보류한 다른 목적, 특징 및 장점은 다음의 명세서 및 첨부된 도면에서 명백해질 것이다.

실시예

본 발명은 조직 외상 및 제거를 최소화하는 빠르고 정확한 얼굴 리프팅 조치를 제공하기 위해 외과의사에 의해 사용될 수 있는 장치이다. 장치는 조직에서 해부 면 사이에 용이하게 위치될 수 있고 터널이나 섬유벽을 형성하지 않고 모든 연결된 섬유 조직을 용해함으로써 조직면을 분리하기 위해 앞으로 이동할 수 있는 잠식성 샤프트를 포함한다. 발명의 실시예는 세롭게 생성된 조직 표면에 조직 변경 에너지 및/또는 화학물질의 실질적인 평면 적용을 제공한다. 다른 실시예는 사용자를 인접 말단을 조작함으로써 원심 토크를 통제하도록 허용하기에 충분한 단단함을 가지는 샤프트를 제공한다. 인접 말단에의

힘은 원심 톱에 대응되는 힘을 만들 것이다. 맥관 구조를 횡단하기에 필요한 유연성이 결여되었기 때문에 샤프트는 혈관내 카테터에 적당하지 않다. 온도, 피드백에 유도 및 통제 전자공학과 같은 감지기 감시자 조직 수치는 최선 조직 수축을 위한 에너지나 유체를 변경하는 조직을 제어한다.

도 1a는 표피(10), 진피(20), 체모 여포(30), 혈관의 피하 신경총(40), 피하 (지방층)(50) 및 더 깊은 얼굴 구조(70)에 피하를 통한 진피에서 연장되는 섬유질 부착(60)을 포함하는 피부의 다양한 층의 단면도를 도시한다. 얼굴의 피하층은 그 거친 섬유질 성격을 나타내는 섬유-지방층으로의 잘 생각할지도 모른다. 표면 피부의 혈액 공급을 입술, 코 및 목으로 차단하면서 혈관의 피하 신경총의 보전은 외과의사를 거의 주위에 안면 성형 절개를 숨김으로써 대부분 지난 세기에 성형 수술을 허용하였다. 몸의 대부분 영역과 달리 (혈관이 표면에 수직 방향에서 표면 피부로 공급하는 곳), 목 위의 얼굴로의 혈액 공급의 대다수가 피하 신경총의 혈관에 의해 접선으로 전달되기 때문에 가능하다. 입술, 코, 목에서 피하 신경총을 균일하게 위해를 끼치지 않음으로써, 전통적인 확대 과정의 비정상적인 외상이 뒤따르는 경우에도 상부 얼굴 플랩에서 외과의사는 완전한 조직 생명을 위해 혈액 공급을 유지할 수 있다. 콜라겐은 구조에서 중요한 역할을 하며 몸 전체 특히 얼굴을 지지한다; 이 기본 구조 단백질은 인종, 위치, 나이 및 환자의 이전 회상 기록에 따라, 표피에 5%까지, 진피에 50%, 피하층에 약 20% 정도 존재한다. 얼굴에서, 만약 지방 함량이 많은 요소에 의해 감소한다면, 피하 콜라겐 퍼센트는 상당히 많을 수 있다. 피하 콜라겐의 대부분은 지방의 조밀한 섬유 격벽에 존재한다. 특별 톱(90)의 관련 돌출부(80)가 또한 위에서 좌로 진행하는 것으로 도시된다. 대부분의 섬유-지방 하부 조직 면(98)에서 분리된 상부의 대부분의 피부의 균일한 조직면(95)을 생성하도록 탐색함에 따라 조직 용해 단편(미도시)을 포함하는 관련 오목부가 도면에서 숨겨져 있다. 출원인의 장치 구조는 통과하는 동안 용해 단편을 위치하게 함으로써 섬세한 피하 신경총에 위해를 가하지 않는다는 것을 주목해라. 인간 또는 동물의 살을 통해 장치를 적당히 움직이게 하는 톱의 독특한 구조는 외과의사에게 특징적인 가는 소리 및 감각을 가지는 탐색 직감을 제공하고 느낌만을 사용하여 장치의 실질적인 작동을 허용하게 한다. 용해 톱(80)은 체모 구(hair bulb, 30)의 하부를 통해 통과하여 체모 구를 파괴하고 높은 퍼센트로 체모 제거를 유발한다. 체모 제거 또는 감소는 수염 지역의 모낭염 때문에 고통을 받는 사람의 수염 지역에서 장점이 된다.

도 1b는 얼굴의 피하 섬유 지방층(50)에서 원통형 사물(90)(출원인과 다르다)의 통행 패턴을 도시하는, 성형외과 의사, 베이커 및 고든의 교과서, 얼굴 수술 회춘 (베이커, 토마스 및 고든, 하워드; C.V. 모스비 사., 성 랭스, 미소리, 1986)에서 채용된다. 개구 플랩(95)가 어떤 피하 신경총이 부착된 피부의 대부분을 일정하게 하는 수술 겹자(rack)에 의해 당겨졌다. 도 1c에서 도시된 것처럼 원통형 사물의 이와 동일한 통행 패턴이 비정상, 혹-같은, 터널 및 벽을 생성할 것이다.

도 1c는 얼굴의 피하 섬유 지방층에서 원통형 사물(출원인과 다르다)의 통행에서 결과된 비정상, 혹-같은, 터널(120) 및 벽(11)을 도시하는, 성형외과 의사, 베이커 및 고든의 교과서, 얼굴 수술 회춘에서 채용된다. 지금 겹자에 의해 붙들어진, 피부 플랩(95)의 피부 또는 상부 가죽 층의 밀면은 그것의 밀면에 부착된 불규칙하게 두꺼워진 혹같은 패턴을 가진다는 것을 주의해야 한다. 삼차원으로 용해된 면의 양측의 불규칙한 혹은 굴의 중유석 및 석순과 유사하게 보인다. 진피의 밀바닥에의 불규칙한 혹은 밀면에 적용된 에너지를 불규칙하게 흡수할 것이다. 비균일 에너지 흡수는 비균일 결과를 가져온다; 얼굴에서 비균일의 결과는 기형이다. 또한 섬유질 터널 및 벽을 잘 드러내기 위하여, 30cm 이상의 길이인, 전통적인 성형 수술을 위해 일반적인 방법에서 이용되는, 절개 길이의 범위가 도시된다. 외과의사는 육안을 사용하여 가위나 외과용 메스로 벽을 절단하고 터널을 연결할 수 있지만, 가위와 메스는 출원인이 사용하는 최소 침습 절개를 통해 고정되거나 안전하게 될 수 없다. 다시, 출원인의 구조만이 절개를 확장하지 않고 최소 1cm 절개를 통해 고정될 수 있고 현재 경험한 성형외과 의사가 적당한 시야 및 더 큰 기기 절단을 허용하는 많이 노출된 플랩을 필요로 하는 20분 내로 분리시킬 수 있다.

도 1d는 표피(10), 진피(20), 체모 여포(30), 혈관의 피하 신경총(40), 피하 (지방)(50), 및 진피에서 피하로 더 깊은 얼굴 구조로 연장되는 섬유질 부착(60)을 포함하는 피부의 동일한 층의 측면도를 도시한다. 이 도면의 왼쪽 반 부분은 출원인과 다른 톱 구조를 나타내는, 정면에서 볼 때, 전형적으로 원통형의 톱(100)을 나타낸다. 그러나, 주걱, 단일 돌출, 비균일 또는 단일 톱에서의 오목부, 베벨형, 반원형, 손가락-모양, 정, 평면을 포함하여 사실상으로 모든 다른 톱 모양은 원통형 입과 유사한 문제로 고통받는다; 불규칙하고, 두껍고, 잔여의 조밀한 섬유 벽을 가지는 원하지 않는 터널의 형성. 이 도면의 중앙 왼쪽 지역은 정면에서 볼 때, 대표적인 원통형의 톱(출원인의 구조와 다름)이 통과하는 즉각적인 결과를 도시한다. "스위스 치즈"가 통과 결과로써 구멍이 분리하는 더 조밀한 섬유-격벽-벽(110, 130)을 가지는 구멍-효과와 같다는 것을 주목해라. 앞으로 움직이기 전에 모든 단단한 바위를 천천히 천공하고, 갈고, 제거하고 내뿜는 산 길 터널 형성 장치와 달리, 이전의 어떤 기술도 충분히 강력하지 않고, 심지어 그 경로의 모든 연지(soft fat)을 완벽하게 제거하는(몇 번의 통과 후에) 지방 흡입 버전도 섬유-격벽-벽을 제거하지 않는다. 그런 장치가 이 호전적이면, 얼굴 지방질의 과량 제거는 외과의사가 절망적으로 기피하려고 노력하고 교정한 것을 찾는 상태로 환자를 남겨 둔다: 규모를 줄인 공동 형성. 그것은 어린 외관에 중대하게 공헌하는 얼굴의 부풀리는 주름-채우는 지방질이다. 정상 위치에서 얼굴 지방의 손실 또는 감소는 얼굴의 노화 처럼 보이는 것을 공헌한다. 불리하게, 현재 예술의 경로에서 섬유질 조직물이 적은 것은 인간 얼굴 지방 아래층의 좋은 부분을 만드는 것으로 알려진 특별하게 조밀한 콜라겐 섬유질 격벽 벽을 완전하게 제거하거나 증발시킬 수 있다. 따라서 비-출원인-톱-구조 기기 통행에 뒤따라서 이미 조밀한 격벽 콜라겐이 더 조밀하고 에너지를 흡수하는, 콜라겐 섬유질-격벽-

벽(110)으로 압축된다. 비-출원인-팁-구조 기기를 사용하여 최소 침습 절개 위치를 통해 축 통행을 따르는 콜라겐 격벽의 압축 및 위치변경은 특히 피부 밑바닥에 부착된 혹(120)을 형성하는 매우 불규칙한 더 조밀한 섬유질 지방 벽에서 기인한다. 게다가, 비-출원인-팁-구조의 뒤따르는 통행 즉시, 터널은 도면의 왼쪽 반에 도시된 것과 같은 불규칙한 방향으로 향하는 조직 구멍(130)을 무너뜨린다. 도면 1b의 중간 우측 부분에, 우에서 좌로 진행하는 것은 용해 팁(14)을 보호하고 불규칙한 섬유질 벽 또는 혹을 남겨두지 않고 조직면을 균일하게 분리한 다음에 먼 오른쪽에서 오는 샤프트(150)를 부착한 출원인의 피부 신경총의 위치와 관련이 있다. 출원인 및 출원중인 기술에서 설명한 것처럼 다양한 형태의 정력적인 고안 또는 조직-변경 화학물질 이산(dispersing) 포트와 통합할 수 있는 평면-조직-변경-원도/영역(160)은 샤프트의 원형 상부 말단에 있다. 도면의 오른쪽에 형성된 조직의 균일성 및 불규칙한 조밀한 섬유질 격벽 압축의 부재를 주의해야 한다. 불규칙한 조밀한 섬유질 격벽 압축은 불규칙하게 적용되는 조직-변경 에너지를 흡수하고 화학 기술기에 불규칙하게 표적 조직을 노출시킬 것이다.

도 2는 최소 침습 얼굴 절개의 위치 및 방향을 도시하며, 이는 얼굴 타이팅 및 강화 장치를 위해 표피 및 피부를 통해 기기 삽입의 위치(210)이다. 또한 모든 현재 성형외과 의사가 얼굴-리프팅 동안에 현재 기피하고, 또한 출원인의 장치를 포함하여 어떤 전압생성 장치로 잠식되지 않을 것으로 추천되는 표피 신경 경로 주위의 이중 파선 원(215)이 도시되어 있다. 이러한 영역에서의 매끄러운 비활성화된 지방흡입 캐놀러(cannulas)의 사용은 마비를 유발하는 이런 영역의 섬세한 모터 신경에 일시적 또는 영구적인 손상의 원인이 된다는 것이 의학 서적에 잘 보고되어 있다. 본 발명의 안면 성형 기기의 부분 평면도는 기기의 손잡이(20)가 장치 사용자의 손(225)에서 어떻게 잡히는지를 도시한다. 안면 성형 기구의 특별한 용해 팁(235)을 가지는 샤프트(230)는 피부(210) 또는 환자의 얼굴에 다른 적당한 위치에 표준 개구를 통해 삽입된다. 단일 파선은 피부의 밑에서 숨겨진 장치의 부분을 나타낸다. 굵은 뾰은 선(260)은 얼굴의 상부 피부를 약간 벌려 두는 샤프트(230) 및 장치에 적용되는 상방의 힘을 나타낸다. 그 기능을 실행하고 면의 잠식을 유지하는 작동기에 의해 강력하게 올려지면서 기기는 앞으로 강하게 밀린다. 다양한 형태의 에너지 및 조직-변경 화학물질이 배출되게 하는 평면-조직-변경-원도/영역(240)(이 도면에서 명확하게 도시되지 않고 숨겨져 있고, 파선이다)은 샤프트의 원형 상부 말단에 있다. 조직 변경 에너지 및/또는 화학물질은 도관(350)과 외부 라인에 포함되는 에너지 전달 및 물질 전달 수단을 통해 평면-조직-변경-원도/영역으로 기기의 길이 부분을 횡단한다. 부속 도관이 만약 더 넓은 공간이 샤프트에서 이용할 수 있는 것보다 필요하다면 유선형 모양을 유지하기 위해 버려진 피부 반대의 장치의 밑바닥을 따라 이동할 수도 있다. 손잡이는 선택적인 초음파 압전 변환기(piezo-electric transducer)를 포함할 수도 있고 따라서 섬유 지방 조직을 통해 기기의 통행을 촉진하는 샤프트 및 팁에 초음파 에너지를 전달할 수도 있다.

도 3은 얼굴 타이팅 및 강화 장치(310)를 위한 평면 통행의 벡터(300)를 나타내는 화살표뿐만 아니라 최소 침습 얼굴 절개(210)의 위치 및 방향의 측면도를 도시한다. 벡터선은 성형 외과의사가 전통적인 안면 성형 동안 젊음을 재창조하기 위해 평행으로 바느질하는 습관적인 긴장선이기 때문에 벡터선의 방향에 따른 수축은 유리하다. 가위와 수술용 메스를 세심하게 사용함으로써, 성형 외과의사들은 조직면 분리 동안 피하 신경총 혈액 공급의 손상을 피하는 것을 노력할 수 있어서 전통적인 안면 성형 플랩의 신경총 혈관을 유지함으로써 입술, 코 및 목에서 공급되는 조직으로 혈액이 흐르게 한다. 전체 귀 및 관자놀이 주위를 절단하는 것과 반대로, 출원인의 장치가 단지 몇 개의 절개 지점에서 통과하기 때문에, 더 많은 혈액 공급이 출원인의 방법에 따르는 피부 치료에 영양을 주기 위해 피하 신경총에서 이용될 수 있다. 남은 이용할 수 있는 혈액 공급 부차에서 얼굴면 용해의 더 먼 곳(이중 파선으로 경계가 정해진 영역(320))에서 에너지 전달이 감소한다. 이 감소는 먼 신경총 및 주위 조직 외상을 최소화하여 치료 조직 영양 부담을 줄인다.

도 4는 얼굴 타이팅 및 강화 장치(400)를 위한 평면 통행의 벡터(300)를 나타내는 화살표뿐만 아니라 전형적인 절개 및 삽입 위치(210)를 위에서 본 정면도이다. 다시, 이 도면에서 보이는 것처럼 피해야 하는 동일한 표면 신경 경로 주위의 같은 이중 파선 원(410)을 주의해야 한다.

도 5a는 안면 성형 기구의 평면도이다. 팁(80)은 샤프트(90)보다 약간 클 수도 있다. 손잡이(220), 응고 및 절단 손가락 제어 단추(510)가 팁에 이르고, 520은 조직-변경-원도/영역에 이른다. 그런데, 끝은 바람직하게 표준 얼굴 작업을 위해 폭 1cm 및 두께 1-2mm이며 샤프트보다 다소 크거나 작을 수 있다. 또한 이 치수의 1/5 에서 5배의 크기가 필요가 있고 사용될 수도 있다. 눈꺼풀과 같은 전문적인 작업을 위해, 비례적으로 더 작은 장치, 샤프트 및 팁이 폭이 2-4mm인 것이 사용될 지도 모른다. 팁은 스냅 기계장치, 메이팅 구멍, 플라스틱 음 용접(plastic sonic welding) 등과 같은 다양한 방법에 의해 샤프트에 고정되는 분리된 부분일 수 있다. 양자택일로 이 모형에서, 팁은 유사한 금속 또는 물질로 만들어진 샤프트와 일체 또는 연속체일 수 있다. 팁은 전기적으로 비-전도성 및 낮은 열 전도도인 물질로 만들어질 수도 있다; 그런 물질은 자기류(porcelain), 세라믹, 유리 세라믹, 플라스틱, 다양한 테플론(Teflon®), 탄소, 흑연, 흑연 섬유유리 합성물. 부가적으로, 팁은 적당한 절열 물질(예를 들면, 알루미늄, 지르코니아와 같은 세라믹 또는 유리 물질: Kyocera Industrial Ceramics Corporation, Elk Grove, 일리노이)의 지지 매트릭스로 만들어질 수도 있다. 세라믹 실시예를 위한 봉인 물질은 백금 또는 티타늄 및 알루미늄 또는 지르코니아와 다른 양립할 수 있는 열 확장 계수 및 용해점을 가져야 하며 전형적으로 유리 또는 세라믹이다. 팁 구조에 좋은 세라믹은 2.9g/cm³ 조밀도의 고토감람석(Forsterite), 1500/kg/sqcm의 굽힘 강도, 온도 확

장 계수 (83+/-5)10E-7이며, 그 조성은 다음과 같다: Al₂O₃ 0.8%, SiO₂ 41.7%, MgO 51.5%, BaO 6%. 팁 구조에 좋은 다른 세라믹은 BK94-1(러시아 색인), 3200/kg/sqcm의 굽힘 강도이며, 그 조성은 다음과 같다: Al₂O₃ 94.4%, SiO₂ 2.8%, MnO₂ 2.3%, Cr₂O₃ 0.5%. 외력 제어 장치-535-는 전기적으로 전도성 요소와 연결하거나 배선-530-은 RF 전자 수술 에너지를 샤프트 아래의 전자 수술 발전기에서 오목부에 탑재된 전기적으로 전도성 용해 요소로 가져온다. 양자택일적으로 팁은 플라스틱, 실리콘, 유리/세라믹, 또는 세라믹을 포함할 수 있는 물질의 웨이퍼 층에 부분적 또는 전체적으로 동심원적으로 얇은 판으로 만들어지거나 단련된다. 양자택일로, 팁은 절연체로 덮은 금속 또는 전기 전도성 물질로 또한 만들어질 수도 있다. 샤프트는 일반적으로 단면이 평평하거나, 직사각형 또는 기하학적 도형이거나 다소 납작할 수 있다. 샤프트의 가장자리를 매끄럽게 하는 것은 그것이 반복적인 스포크휠(spokewheel) 통행의 정점이기 때문에 입구 상처 주위의 피부와의 마찰을 감소시킨다. 샤프트는 금속, 플라스틱 또는 절연 전선, 전기 전도체 유체/기체 펌핑 또는 흡인 도관, 광섬유, 또는 절연체를 포함할 수 있는 안이 딱 차거나 빈 다른 물질로 만들어질 수 있다. 테프론®과 같은 샤프트 플라스틱은, 전선 또는 전기 전도 요소에 대하여 절연체로 작용할 수도 있다. 어떤 금속 또는 합금의 샤프트는 내부 요소와 샤프트 또는 팁 사이의 원하지 않는 방출 또는 전도를 막기 위해 안에 충분한 절연 물질을 포함해야 한다. 양자택일적으로 샤프트는 플라스틱, 실리콘, 유리, 유리/세라믹, 세라믹 탄소, 흑연, 흑연-섬유유리 합성물을 포함하는 물질의 웨이퍼 층에 부분적 또는 전체적으로 동심원적으로 얇은 판으로 만들어지거나 단련된다. 실시예에 따라, 샤프트로 내부 선택 전지 전도성 요소는 전기 임펄스를 전달하거나 (밸리랩(Valleylab) 전자수술 발전기, 밸리랩, 노워크(Norwalk)의 미국 외과 분과, 코네티컷, 티코(Tyco) 건강관리 분과와 같은) 외력/제어 유닛에서 평면-조직-변경-원도/영역(540)으로 RF 신호를 전달한다. 평면-조직-변경-원도/영역은 비교적 평면임을 의미하고 샤프트의 모양 부분을 나타내는 모양을 따를 수 있어서, 다소 원호형 또는 계단형 또는 원도/영역의 다른 기하학적 변경이 가능하다는 것을 주의해야 한다. 도관은 또한 장치 작동을 위해 필요한 필수적인 전기 제어 전선을 포함한다. 전자수술 발전기에 의해 기동되는, 전기적 전도성 조직 용해 요소는 이 도면에서 직접 보이지 않고 숨겨진, 그리고 관련 오목부의 홈의 가장 인접한 곳에 위치하며, 이는 장치의 전진 이동에 조직면의 용해에 영향을 미치고 전도성 요소의 말단에 위치한다. 국부 지점 통행 전기 임피던스 및 열 상태를 감시하는데 사용되는 다각 임피던스 감지기 또는 다각 열 감지기(550)를 위한 선택적 위치는 샤프트의 원심 팁의 가까이에 존재한다. 사전 설정값이 접근하거나 초과할 때 온도와 임피던스 수치는 팁으로 전달되는 에너지를 바꾸기 위해 디스플레이 화면에서 추적되거나 신호 제어 전자공학의 능력이 있는 마이크로프로세서에 직접 연결될 것이다. 전형적인 기기 사용 경로는 널리 알려져서 차례로 마이크로프로세서에 연결되는 아날로그 디지털 변환기를 공급하는 아날로그 증폭기에 열 감지 서미스터(thermistor)를 공급한다. 내부 또는 외부 초음파 측정은 또한 피드백 회로로 통합될 수 있는 정보를 제공할지도 모른다. 선택적이 중 및 저 주파수 초음파 변환기는 팁에 에너지를 전달하기 위해 전압이 생성될 수 있고 부가적인 가열을 제공하며 용해를 향상시킨다. 장치의 위치를 확인하기 위하여 LED와 같은, 플래시(flashes) 가시 광선 소스가 상부 피부 플랩을 통해 볼 수 있도록 팁에 탑재될 수 있다.

도 5b는 안면 성형 기구의 팁 영역의 평면도이다. 팁(80)은 자기, 에폭시, 세라믹스, 유리-세라믹스, 플라스틱, 또는 다양한 테프론®과 같은 비-전도성이며 낮은 열 전도도인 물질로 만들어진다. 양자택일로, 팁은 금속 또는 전체적으로 또는 부분적으로 절연되는 전기 전도성 물질로 만들어질 수도 있다. 이렇게 보는 각에서 보이는 관련 돌출부(560) 및 관련 오목부(570)를 주의해야 한다. 이 돌출 및 관련 돌출부의 목적을 위해 만약 적어도 한 각에서 삼차원으로 볼 때, 우리가 팁에 돌출부와 오목부를 가지는 것으로 장치를 규정 또는 한정한다면, 적어도 두 개의 관련 돌출부 및 적어도 하나의 관련 오목부를 볼 수 있을 것이다. 혈관의 피하 신경총을 보호하기 위하여, 돌출부는 일반적으로 전기적으로 비-전도성이며 최소 열 전도도를 가진다. 다양한 물질이 삽입되고, 통과하고, 연결되고, 튀어나오거나 또는 관련 오목부의 공동으로 더 후퇴할 수도 있다; 이러한 물질들은 우리가 전기 전도성 용해 요소라고 부를 일반적인 전기 전도성이다. 이 실시예에서 보이는 팁은 네 개의 관련 돌출부 및 세 개의 관련 오목부를 가진다. 전기 전도성 용해 요소(565)는 관련 오목부에 자리한다. 도 5b에서 이 특별한 실시예는 단극 팁 전도성 요소를 제공한다. 조직 통행을 촉진하기 위해 끌기와 더 낮은 저항을 감소하기 위하여 비교적 타원형 돌출부가 상업적인 제트 여객기 윈뿔끝에 유사하게 형성됨을 주의해야 한다. 그런데, 팁 돌출부 모양은 스택 장방형 또는 테이퍼 장방형을 포함하지만 이에 한정하지 않는 매우 다양한 기하학 모양을 취할 수도 있다(도 5d의 560). 다른 관련 돌출부 모양은 회전 타원체, 구체, 원통의 구면, 피라미드의 구면, 윈뿔형의 구면, 윈뿔형, 원통형, 피라미드 및 다면체를 포함하지만 이에 한정하지 않는다. 다양한 팁 모양이 선택되더라도 두께는 0.5mm와 4mm 사이, 더 바람직하게는 1-2mm인 반면, 전통적인 포괄적인 합성 팁 폭은 2mm와 20mm 사이로 다양할 수 있으며, 더 바람직하게는 8mm와 12mm 사이이다. 평면-조직-변경-원도/영역(540)은 팁에 인접하지만, 팁에 통합될 수 없다. 얇은 원통형 전선을 포함하는 어떤 기하학적 모양을 가질 수 있는 (일반적으로 대부분의 각에서 보이지 않는) 전기 전도 용해 요소(565)가 팁의 관련 오목부에 있다. 전기 전도성 용해 요소는 플레이트 또는 판 모양 또는 전선일 수 있으며 작동 상태에서 녹지 않거나 유독물을 내지 않는 어떤 금속 또는 합금으로 만들어질 것이다; 최선의 물질은 철, 니켈, 합금, 팔라듐, 금, 텅스텐, 구리, 및 백금을 포함하지만 이에 한정하지 않는다. 이러한 금속들은 산화될 수 있어 전류 및 기능을 방해한다. 전기 전도 용해 요소의 추정된 산화는 쇠퇴를 계획하여 장치의 한 실시예는 저렴하고, 휴대할 수 있으며, 일회용 장치일 수 있다. 그러나, 여러 번 사용하기 위한 다른 실시예는 팁의 전기 전도성 용해 요소가 실버글라이드(Silverglide)TM 비-접착 외과 코팅, 백금, 팔라듐, 금

및 로뎀을 포함하나 이에 한정하지 않은 물질로 보호되거나 코팅될 필요가 있다. 보호 코팅의 양을 변화시키는 것은 변화 잠재력을 위한 실시예를 위해 기기 수명을 연장하거나 단축할 수 있는 쇠퇴를 고려한다. 팁의 전기 전도성 용해 요소 부분은 절단, 각인, 용탕 주입(pouring), 몰딩, 필링, 샌딩을 포함하지만 이에 한정하지 않는 제조 기술에서 알려진 방법에 의해 상기에서 언급한 물질에서 파생되는 다양한 모양의 판 또는 플레이트에서 기인한다. 이 전기 전도성 용해 요소 판(565)은 샤프트에서 전도성 물질에 부착된 삽입부일 수 있고, 샤프트의 전부 또는 일부를 따르는 형성된 전도성 요소에서 계속될 수 있다. 전기 전도성 요소 또는 배선(80)은 오목부와 부분적으로 연결된 샤프트 아래의 전기 전도성 용해 요소로 RF 전기 수술 에너지를 가져온다. 만약 선택적인 손가락 스위치가 손잡이에 위치하면 손 바꾸기를 할 수 있도록 전기 전도성 요소 또는 배선은 두 갈래로 갈라질 수도 있다; 샤프트에서 손잡이로 이어진 전기 전도성 요소 또는 배선은 다른 도선 또는 에너지 전달 케이블, 배선 등과 함께 묶이거나 여기에 기술된 것과 같이 각종 발전기(전자수술 발전기 포함), 중앙 처리 유닛, 레이저 및 다른 소스로 절연 일반 배선으로써 인접한 손잡이에서 끝난다. 판은 날카롭거나 가리비 모양이거나, 플레이트가 고정될 팁 오목부에서 외부로 약간 연장된다. 양자택일로, 절단 또는 전류가 접촉하지 않고 일정 거리에서 영향을 미치지 때문에 전기 전도성 용해 요소는 관련 오목부로 후퇴하거나 오목부와 동일면일 수 있다. 관련 오목부와 관련하여 전기 전도성 용해 요소의 위치는 작은 나사 또는 래치드(ratchets)에 의해 조정될 수 있을 것이다. 두께가 가장 바람직하게 0.01mm와 1mm사이인, 플레이트는 표면을 향한 정면에서 다양한 각도로 날카롭게 될 수 있다. 플레이트의 날카로움은 표적 조직을 절단하는 가장에서 전기적으로 지나는 능률을 증가시킬 것이다. 그런데 전자수술 절단 전류가 일반적으로 0에서 1mm 사이의 거리에 의해 전기 전도성 가장자리 너무 무형적으로 절단하기 때문에 심지어 무디거나 날카롭지 않은 때에도 적당한 기능이 통제되지 않는다. 절단기와 같은 메스는 기기의 통행을 허용하지만 전기 절단 전류가 없을 때 출혈이 증가할 수도 있기 때문에 플레이트의 날카로움은 팁 용해 전도체 부분이 너무 산화되어 효율적인지 여부를 판단하는 데 단점이 있다. 본 발명의 팁의 표준 작동 전진 운동은 비교적 더 차가운 조직 유체 온도, 즉 팁에서의 가동 열에 노출되기 때문에, 전자수술 용해 전도체는 상당한 작동 시간을 위해 그것을 떨어뜨리는 온도에 도달하지 않을 것이지만, 비교적 "건조한" 상태 또는 연장된 사용 시간에서, 적당한 팁과 전자수술 조직 용해 전도체 사이의 접합점에서 절연의 이차 및 삼차 방법은 팁에서 용해되고 떨어지는 것을 방지하기 위해 필요로 될 것이다. 예를 들면, 일인치 두께의 일에서 백분의 일 이하의 얇은 세라믹 코팅은 거의 조직 노출 점에서 전자수술 용해 전도체 플레이트의 표면에 결합된 에폭시일 것이며, 세라믹 코팅은 올레핀, 하라®(Halar®)(550°C 근처에서 연화하는 모노클로로트리플루오로에틸렌(monochlorotrifluoroethylene)), 테프론®(750°C 근처에서 연화하는 테트라플루오로에틸렌(tetrafluoroethylene)), FEP(fluoronated ethylene polypropylene), HMWPE(high molecular weigh polyethylene) 또는 비텍 사., 더비, 코네티컷(VitekCorp., Derby, Connecticut)의 방법에 의한 에폭시(모두 포함하는 것은 아님)로 더 코팅될 수도 있다. 이 방법으로 단일 또는 이중 절연된 플레이트는 연장된 작업 방출에 뒤따르는 용해의 적은 위험을 가지는 적당하게 일치한 수렴 팁 구조로 자리잡는다. 전자 전도성 용해 요소는 또한 0.01mm에서 3mm의, 바람직하게는 0.1mm과 1mm사이의 간단한 배선의 모양으로 존재하며, 산화를 방지하거나 퇴화를 변경하는 전술한 유사한 물질로 코팅되거나 코팅되지 않을 수 있다. 배선은 플레이트에서 기술된 것처럼 단일 또는 이중 절연될 수 있고 평면(플레이트) 버전에서 논의한 것처럼 전기적으로 연속성을 가질 수도 있다. 전기 전도성 용해 요소를 위한 바람직한 전자수술 전류는 단극 "절단" 변화 및 고정의 것이며 바람직하게 연속된 경향으로 그러나 선택적으로 펄스된 경향으로 팁 용해 전도체로 전달된다. 외과의사는 전자수술 발전기의 발 페달 제어 또는 샤프트의 단추 제어(전진 이동 단추)에 의해 전류의 존재를 통제할 수 있다. 절단 전류의 양은 전자수술 발전기에 표준 인터페이스 또는 다이얼에 의해 변경될 수 있다. 팁 전류는 바람직하게 초당 1에서 초당 60의 비율에서 기술분야에서 알려진 표준 기계장치에 의해 전자수술 발전기로 외부의 같은 점에서 게이트 회로를 삽입함으로써 다양한 비율에서 더 펄스될 수 있다. 조합 실시예의 대부분을 위해, 전기 전도성 용해 요소가 환자의 피부에 접촉하는 곳 외, 바람직하게는 허벅다리에 놓이는 그라운드 또는 이산 플레이트에서 나오는 전자수술 발전기에 이르는 외부 외과 케이블에 연결하는 샤프트에서 전도성 요소와 접촉하는 단극 팁이다. 그런 회로는 전자수술 발전기의 절단 전류 전달 시스템에서 제어되고 게이트로 제어되고/전송된다. 받아들일 수 있는 밸리랩 전자수술 발전기는 300옴의 정격 부하 및 200와트의 최대 전력으로 "절단"에 2400의 최대 P-P전압을, 300옴의 정격 부하 및 75와트의 최대 전력으로 "응고"에 5000의 최대 P-P전압을 가지는 밸리랩 포스 1B(ValleyLab Force 1B)을 포함한다; 밸리랩 포스 4는 300옴의 정격 부하 및 300와트의 최대 전력, 750kHz 사인 파동 출력으로 "절단"에 2500의 최대 P-P전압을, 300옴의 정격 부하 및 120와트의 최대 전력, 750kHz 감소된 사인 파동 출력으로 "응고"에 9000의 최대 P-P전압을 가진다. 팁은 또한 결합된 전도성 스트립 및 세라믹스를 함유하는 다중층 웨이퍼 기질에서 제조될 수도 있다; 전도성 물질은 이미 팁 제조에서 설명한 것을 포함한다. 어떤 팁 실시예, 위에서만 볼 때 돌출부와 동일면인 오목부가 보이지만, 어떤 다른 보는 각에서는 명백히 다르게 보인다. 다른 실시예에서는, 전기 전도성 용해 요소는 두 갈래로 갈라지거나 관련 오목부에서 짝수로 분할되고, 양극 경향에서 짝수의 도선으로 배선함으로써 절연되고 전압이 생성되며, 앞서 언급한 전자수술 발전기의 양극 출구에 연결될 수도 있다. 핸드 유닛의 샤프트를 부분적으로 또는 전체적으로 등굴게 한 링은 팁에서 협동자 양극 전극에 연결될 수 있고 조직-변경-원도/영역에 있을 수 있다. 그런 양극 버전은 어떤 조직, 특히 가장 두꺼운 조직을 전기적으로 변경하는 이용할 수 있는 전력이 감소할 것이다.

도 5c는 안면 성형 기구의 팁의 정면도이다. 팁은 타원으로 보이는 네 개의 돌출부(56)와 얇은 선으로 보이는 세 개의 오목부(57)를 가지며, 오목부는 전기 전도성 요소(565)를 포함한다. 이 각에서 보이는 비교적 타원형 모양 돌출부를 주의해야 한다. 구 및 용해를 설명하기 위해 사용된 명명법과 관련하여, 본 출원 및 출원 중인 출원에서 관련 돌출부 및 관련 오목부,

보호되는 및 노출되는: 관련 돌출부는 일반적으로 노출되고 탐침-갈고 구형이다; 관련 오목부는 보호되고 조직을 용해하는 능력이 있다. 우리는 돌출부 또는 오목부를 나타내고 이 장치에서 기술에 부합하도록 적어도 하나의 시각에서 관련 돌출부 또는 관련 오목부를 나타내는 어떤 디자인을 분류할 것이다. 팁 돌출부 모양은 특히 매끄러운 기기 통행을 촉진하고 단단한 피부층에서 충분한 간격을 유지하는 매우 다양한 기하학 모양을 포함할 수 있다. 다른 실시예에서, 팁 또는 원심 샤프트는 관련 오목부(들)을 배제하고, 에너지 소스에서 도선을 위한 접촉점을 배제하고, 모든 점에서 전기적으로 절연된 금속으로 만들어진다; 이는 전압을 주는 용해 단편 영역에서 전자수술 에너지 전달을 허용한다.

도 5d는 타원형, 스택 장방형 또는 테이퍼 얇은 장방형과 같은 매우 다양한 둥근 또는 기하학 모양을 포함하나 이에 한정하지 않는 다양한 모양의 관련 돌출부(560)를 도시한 팁의 정면도이다.

양자택일적으로, 도 5e에 관련하여, 절단 또는 전류가 접촉하지 않고 떨어져서 영향을 미칠 수 있기 때문에, 전기-전도 조직 용해 요소(파선은 보기 어렵다는 것을 지시한다)는 관련 오목부(570)의 571로 후퇴하거나 그것과 동일 평면(572)일 것이다. 관련 오목부 사이에서의 차이는 위에서 볼 때 관련 돌출부와 관련하여 깊이가 0.01mm에 10mm로 다양할 수 있다. 비교를 위해 관련 오목부에서 약간 돌출한(573) 전기전도성 용해 요소가 도시된다.

도 5f는 관련 돌출부 및 관련 오목부의 배열이 실질적으로 평면이며 따라서 완전히 평면(580)이거나 약간의 원호 또는 굴곡(581) 또는 파선의 직사각형(584)에 의해 지시되는 실질적으로 평면 범위 안의 기하학적 도형인 실시예를 포함할 것이다. 또한 선에 수직인 방향으로 돌출부 말단의 축을 통해 직사각형이 매우 얇아진 팁의 "이발소" 실시예(582)가 도시된다. 부가 실시예는 관련 오목부의 면이 관련 돌출부의 수평 중앙을 통해 지나면 안에 위치하지 않는 것을 포함하지만 이에 한정하지 않는다. 대신 오목부 면은 582 아래 또는 관련 돌출부를 통해 수평면과 관련하여 어떤 다른 극단점에 위치할 수도 있다. 변경된 위치는 피부 신경총 손상뿐만 아니라 용해 깊이, 수술 중 및 수술 후의 출혈량에 영향을 미칠 것이다. 어떤 실시예에서, 복수의 돌출 부재는 용해 기계장치의 한쪽에서 제1 면을 규정하며 용해 기계장치의 제1 면의 반대인 쪽에서 제2 면을 더 규정한다; 용해 기계장치는 제1면 및 제2 면에 실질적으로 평행한 위치에서 그리고 제1면 및 제2 면에서 연장된 범위 안에서 고정된다; 기기가 조직을 통해 당겨짐에 따라 제1 면 및 제2 면과 평행인 두 반대 및 실질적으로 평면 조직 면을 절단하도록 구조화된다.

도 6a는 평면-조직-변경-원도/영역(160)의 전자 수술 실시예의 팁(80), 샤프트(90), 손잡이(220)의 내부 개략도의 평면도이다. 스위치에 이르는 전도성 요소(610)를 포함하는 배선 묶음은 적어도 전기 전도성 용해 요소를 포함하는 팁 용해 삽입부에 이르는 "절단"(절단 전류) 제어 단추(510)에 부착되었다. 배선 묶음은 또한 선택적인 팁 열 및 임피던스 감지기 단독, 단체 또는 배열뿐만 아니라 손잡이 및 샤프트를 통해 통과하는 다른 도선을 포함한다. 감지기에 연결되는 도선을 따라 삽입된 출력 장치는 손잡이 외부로 다소 위치하고 섭씨 온도로 나타나며 CPU를 통해서 피드백 제어를 이끌어낼 수도 있다. 임피던스 감지기와 같은 다른 감지기는 유사한 경로를 따를 것이며 피드백 저해로 판독한다. 마이크로파 무선주파수 또는 단극 무선주파수 전기수술 원도/영역 실시예를 위해서, 평면-조직-변경-원도/영역에서 결국 전압 생성 요소에 이르는 (만약 선택적으로 "응고"(응고 전류) 제어 단추(520)로 연결하면, 둘 갈래로 나뉘는) 전도성 요소는 샤프트 밖으로 배선 묶음(620)을 통해 통과한다. 수술하는 의사의 손이 장치를 이동시키고 전자수술 조직 용해 전도체의 전압을 생성할 수 있기 때문에 평면-조직-변경-원도/영역을 위한 발스위치 제어 또는 목소리 활성화 제어는 편리할 것이다.

도 6b는 팁(80)과 인접하는 평면-조직-변경-원도/영역(160)의 전자수술 실시예의 확대도 또는 평면도이다. 하나 또는 많은 전자전도성 조직 변성 말단(630)이 상기 영역에 대해 확산된다. 바람직하게 6에서 20개의 말단이 존재한다. 상기 전기 전도성 조직 변성 말단은 평면-조직-변형-원도/영역을 통해 무작위로 확산될 수 있거나 패턴으로 배열될 수도 있다. 상기 전기 전도성 조직 변성 말단은 각종 모양으로 형성되며 각종 양상의 구조에서 다양한 정도의 절연체를 가지며 1에서 수천 사이의 수로 존재할 수도 있다. 한 바람직한 실시예에서 상기 전기 전도성 조직 변성 말단은 지시된 원뿔(630)처럼 평면-조직-변경-원도/영역 안에 묻히거나 접시머리 기부를 가지는 모양이다. 다른 구조의 실시예는 입방체, 피라미드, 반구, 원통형 부착 지역으로 형성된 구체, 및 원통형을 포함하나 이에 한정하지 않는다. 절연체는 말단의 접촉면의 0과 100% 사이를 덮어 위치할 것이다. "무당벌레(ladybug)"는 수많은 $O.1mm$ 구멍을 포함하는 절연체로 덮인 돔 모양의 말단 실시예이다. 다른 제3 모양은 직모(straight bristle) 모양, 굽은 모 모양, 원뿔형 꼭대기에 있는 강모 모양, 스프링 모양 꼭대기의 강모 모양(640), 분기 또는 "곱슬머리(frizzies)"의 강모 모양을 포함하나 이에 한정하지 않는다. 전기 전도성 조직 변성 말단은 어떤 전기전도체 또는 작용 온도에서 녹지 않거나 유독물을 내지 않는 합금 또는 어떤 금속으로 만들어질 것이다; 최선 물질은 강철, 니켈, 금, 텅스텐, 구리, 합금 및 백금을 포함하나 이에 한정하지 않는다. 각종 금속은 산화될 수 있어 전류 및 기능을 방해한다. 상기 말단의 전기 전도 용해 요소의 추정된 산화는 쇠퇴를 계획하여 장치의 한 실시예는 저렴하고, 휴대할 수 있으며, 일회용 장치일 수 있다. 그러나, 여러 번 사용하기 위한 다른 실시예는 상기 말단이 실버글라이드

(Silverglide)TM 비-점착 외과 코팅, 백금, 팔라듐, 금 및 로듐을 포함하나 이에 한정하지 않는 물질로 보호되거나 코팅될 필요가 있다. 말단에서 보호 코팅의 양을 변화시키는 것은 변화 잠재력을 위한 실시예를 위해 기기 수명을 연장하거나 단

측할 수 있는 쇠퇴를 고려한다. 평면-조직-변경-원도/영역 및 전기 전도성 조직 변성 말단은 결합된 전도성 스트립 및 세라믹스, 플라스틱, 실리콘, 유리, 유리/세라믹 및 기술 분야에서 알려진 어닐링 기술을 이용한 물질을 함유하는 다중층 웨이퍼 기술에서 제조될 수도 있다. 탄소, 흑연 및 흑연-유리섬유 합성물도 유용하다. (전기 전도성 조직 변성 말단이 자리잡은) 상기 평면-조직-변경-원도/영역은 전기적으로 비-전도성 및 낮은 열 전도도인 물질로 적어도 부분적으로 만들어질 수도 있다; 그런 물질은 다음을 포함하나 이에 한정하지 않는다: 자기류, 세라믹, 유리-세라믹, 플라스틱, 다양한 테프론 (Teflon®), 여기에 언급된 다른 그런 물질. 다중 세라믹 전극은 또한 비버튼(Beaverton) OR의 비스프로 사(VisPro Corp.)에서 상업적으로 이용할 수 있다. 추가로, 상기 평면-조직-변경-원도/영역은 적당한 절연 물질(예를 들면, 알루미늄, 지르코니아와 같은 세라믹 또는 유리 물질: Kyocera Industrial Ceramics Corporation, Elk Grove, 일리노이)의 지지 매트릭스로 만들어질 수도 있다. 세라믹 실시예를 위한 봉인 물질은 백금 또는 티타늄 및 알루미늄 또는 지르코니아와 다른 양립할 수 있는 열 확장 계수 및 용해점을 가져야 하며 전형적으로 유리 또는 세라믹이다. 구조에 좋은 세라믹은 2.9g/cm³ 조밀도의 고토감탐석(Forsterite), 1500/kg/sqcm의 굽힘 강도, 온도 확장 계수 (83+/-5)10E-7이며, 그 조성은 다음과 같다: Al₂O₃ 0.8%, SiO₂ 41.7%, MgO 51.5%, BaO 6%. 구조에 좋은 다른 세라믹은 BK94-1(러시아 색인), 3200/kg/sqcm의 굽힘 강도이며, 그 조성은 다음과 같다: Al₂O₃ 94.4%, SiO₂ 2.8%, MnO₂ 2.3%, Cr₂O₃ 0.5%. 원하는 수명 및 테트라플루오로에틸렌과 같은 상자의 연화점 근처인 온도를 생성하기 위해 말단에서 에너지 전달을 위한 가능성에 따라, 말단과 연화되는 물질 사이의 접합점에서 절연의 이차 및 삼차 방법은 떨어지는 것을 방지하기 위해 필요로 될 것이다. 예를 들면, 일인치 두께의 일에서 백분의 일 이하의 얇은 세라믹 코팅은 거의 전기 전도성 요소 또는 배선 접촉의 점에서 말단의 밑바닥에 결합된 에폭시일 것이다; 세라믹 코팅은 올레핀, 하라®, 테프론®, FEP, 에폭시와 같은 물질로 더 코팅될 수도 있다. 이 방법으로 단일 또는 이중 절연된 말단은 앞서 언급한 물질로 구성된 원도/영역으로 자리잡는다. 전기 전도성 요소 또는 배선(650)은 RF 전자수술 에너지를 샤프트 및 전자수술 발전기에서 평면-조직-변경-원도/영역에 탑재된 전기전도성 조직 변성 말단으로 가져온다. 전극 및 그라운드 플레이트 사이에 존재하는 고주파수 전압차이에서 유래한 열은 조직, 특히 섬유 포함 조직 주위의 일시적 및 영구적인 수축을 초래한다. 이 실시예의 전자수술 발전기에서의 전류 소스는 일반적으로 단극 "응고" 또는 응고 모드여서 환자의 피부에 떨어진 위치에 적용되는 그라운드 플레이트가 요구되지만, 다른 실시예를 위한 원하는 전자수술 발전기 전류는 "혼합(blend)" 세팅의 스펙트럼 또는 단순 절단 "절단" 세팅 이상에 있다. 외과의사는 전자수술 발전기의 발 패달 제어에 의해 또는 샤프트의 단추 제어에 의해 전류의 유무를 제어할 수 있고 절단 전류의 레벨은 전자수술 발전기 위의 표준 인터페이스 또는 다이얼에 의해 제어될 수 있다. 원도/영역 전류는 초당 1에서 초당 200의 비율로 기술 분야에서 알려진 표준 기계장치에 의하여 전자수술 발전기의 외부의 점에서 게이팅 회로를 삽입함으로써 높은 비율로 펄스될 수 있다. 이 실시예를 펄스하는 것은 만족스러운 경향으로 인접한 조직을 수축하도록 유도하는 손상(프랙틸(fractile))의 임상으로 인식 불가능한 작은 표면 아래의 영역을 제공하는 펄스 비율 및 에너지 레벨인 최선 선택으로 표적 조직에 상해의 체계화된 또는 무작위 패턴(반점이 많은)을 남길 것이다. 다른 단극 실시예에서, 평면-조직-변경-원도/영역에 탑재되는 전자전도성 조직 변성 말단은 무작위 패턴으로 또는 기구가 움직임에 따라 상기 말단의 발사가 전자수술 조직 변경 또는 반점이 많은 조직 파괴의 비균일 또는 반점이 많은 패턴을 제공하는 방법으로 발사하기 위하여 전자공학의 표준 기술을 사용하여 그룹을 만들거나 분할하고 배선될 수도 있다. 다른 실시예에서, 평면-조직-변경-원도/영역에 탑재되는 전자전도성 조직 변성 말단은 반대 전자 쌍에서 격리되고 양극 패턴에서 도선을 짝수로 배선함으로써 전압이 생성되고 전술하는 전자수술 발전기의 양극 출구와 연결되는 짝수로 그룹을 만들고 분할되거나 분할될지도 모른다. 상부 피부를 수축시키기 위해 "지방을 요리"하려고 하면서 초기 면 형성 다음에 기기를 작동시키자마자 피하지방층을 활성화 또는 변성시키려고 할 때 에너지 이용성은 더 문제일 것이다. 피하 조직을 외상을 입히는 것 또는 "지방을 요리하는 것"은 피부 염증 및 수축을 유발하는 주름이 잡힌 피부 플랩으로 전달하는 피하층에 염증을 유발한다. 마찬가지로, 솟 또는 다른 파편을 일으키는 근육(이 경우 목 정면의 대부분을 감싸는 활경근(platysma))에 외상을 입히는 것은, 활경근 및 주름진 피부 플랩에 유사한 수축성 반응을 유발할 수도 있다. 탄소와 탄화 유기 화학물질(성분)의 형성은 아마 몇 통로를 통해 염증을 유도한다: 물질을 감싸고 소화하는 대식세포를 가져옴으로써 그리고 염증 세포 집결 및 그 결과인 조직 일련 반응 및 조직을 변형하는 세포 중개자의 누출을 유도함으로써. 양자택일적으로, 실질적인 평면-조직-변경-원도/영역의 복수가 샤프트의 여러 곳에 존재할 수 있지만, 손잡이가 절개에 맞기 때문에 원심의 샤프트로 전압을 생성할 만큼 더 인접한 위치는 많은 표적 조직 표면 영역에서 "보이지" 않을 것이다. 게다가, 실질적인 평면-조직-변경-원도/영역의 샤프트에 이러한 여러 개의 가능한 위치는 전통적인 사용의 밑바닥 또는 반대 측에 원도/영역을 두는 것을 포함한다. 영역은 에너지 또는 성분을 동시에 이동시키기 위해, 샤프트의 양측에 존재할 수 있다.

도 6b는 또한 단극 무선주파수 전자수술 평면-조직-변경-원도/영역 실시예를 위한 샤프트 및 손잡이(220)에 연결된 전형적인 수술장 장비 체제를 기술한다. 배선 묶음을 통해 통과하는 것은 평면-조직-변경-원도/영역에서 전압 생성 요소에 더 이르는 "응고"(응고 전류) 제어 단추에 부착된 스위치(520)에 이르는 전도성 배선(621)이다. 상기 회로는 고주파 전자수술 발전기의 "응고" 제어 및 전달 포트에서 기인한다--밸리랩 서지스태트(Surgistat) 또는 포스 1. 별개의 또는 유사한 전자수술 발전기에서 배선 묶음은 전기 전도성 용해 요소를 더 연결하는 "절단"(절단 전류) 제어 단추에 부착되는 스위치에 이르는 전도성 요소(610)를 포함한다. 이산 전극(625)으로서 휴대할 수 있는 그라운드 젤 플레이트를 사용하여 환자는 양 기계에 놓여진다. 환자는 피부 타입에 따라, 신경총 보호 팁 및 그의 부착된 전자수술 조직 용해 전도체에 적용되는 전류만

사용하여 외과의사는 미용상으로 받아들여질 수 있는 타이팅과 강화가 일어날 위치에서 피부조직을 전자-변경할 수 있다는 것이 가능할 수도 있다. 따라서, 어떠한 경우에는 (얇은 피부, 나이, 유전, 등) 만약 절단 틈에서 간단한 에너지가 상당히 충분한 조직 수축, 손상 및 변경을 일으킬 수 있으면 평면-조직-변경-원도/영역에서 어떤 유형의 에너지를 이용하는 것은 필요하지 않을 수도 있다. 평면-조직-변경-원도/영역이 얼굴 상태를 향상시키기 위해 샤프트의 한쪽에 습관적으로 놓여도, 본 출원 또는 관련 출원에서 기술된 에너지를 유출하는 어떤 형태의 원도/영역을 사용하여 별개 평면-조직-변경-원도/영역이 샤프트의 반대쪽에 위치할 수도 있다.

도 7은 틈(80), 샤프트(90) 및 손잡이(220)를 이전에 기술한 것과 동일한 기기에 존재하는 매크로 및 마이크로플렉틸(microfractile) 응집성 전자기광(레이저)/비응집성 전자기 광의 확대도 또는 평면도이다. 평면-조직-변경-원도/영역에 이르는 여러 개 또는 단일 광섬유 요소(720)가 샤프트 및 인접한 또는 형성된 외부 구조로 통과하고 있다. 광섬유를 통해 통과하는 에너지는 발 스위치에 의해 전자기 에너지 소스에서 제어된다. 한 실시예에서, 평면-조직-변경-원도/영역은 레이저 빛이 샤프트를 나가고 근접한 표적 조직을 방사하게 하는 광학 원도(73)이다. 빈 파동 가이드 또는 단일 또는 다각 광섬유(피닉스, 에이제트의 폴리마이크로 테크날로지 사(Polymicro Technologies, Inc)에 의해 제조된 금속-코팅 플라스틱)일 수 있는, 빛 전달 수단은 외부 도관(710) 안에 포함된다. 외부 도관은 일반적으로 수술 레이저 시스템에 사용되는 분절 팔(articulating arm)일 수 있다. 부가적인 제어 배선 및 전력이 외부 도관을 경유하여 핸드피스(handpiece)로 전달될지도 모른다. 그런데, 발 베달을 사용하여 전자기 에너지 방사 소스에서 제어하는 것 또는 인테페이스, 다이얼 또는 패널을 제어하는 것은 아마 외과의사에게 덜 성가실 것이며 핸드피스 손가락-제어 제조의 비용을 줄일 것이다. 게르마늄으로 만들어진, 선택 원도(730)는, 레이저 빛이 나오게 하며 열 감지기(550)에 의해 수집된 자료 양이 변할 것이다. 다른 실시예에서, 다수의 광섬유가 평면-조직-변경-원도/영역 안에 명확한 또는 무작위 위치에서 끝날지도 모른다. 그런 코팅되지 않거나 코팅된 광섬유 말단은 평면-조직-변경-원도/영역을 포함하는 물질에서 돌출하거나 그와 동일면이거나 또는 그 속으로 들어갈지도 모른다. 살균성 에틸렌산화물인 코팅되지 않은 광섬유는 열 비전도성이며, 바람직하게는 균일한 90°에서, 그러나 0에서 180°사이에서 변하는 각도가 효과적일지도 모른다. 바람직한 빛 전달 수단은 사용되는 레이저 파장에 의존한다. 가열된 조직에서 방출되는 적외선은 원도를 통해 모일 수 있고 조직의 온도를 측정하기 위해 적외선 탐지기로 감지될 수 있다. 이산화탄소 레이저 방사를 위해, 믿을만한 소스는 캘리포니아, 산타클라라의 루메니스 사(Lumenis Corp.)의 앙코르 울트라펄스(Encore Ultrapulse)®와 같은 표준 수술장 유닛을 포함하며, 이는 1-60와트에서 2-22mJoules의 이산화탄소 레이저 에너지 산출을 제공할 수 있고, 응집성 울트라펄스의 구형이 적당하다. 레이저 빛을 틈 근처의 원도를 통과하고 나오도록 하기 위해 샤프트의 빈 부분은 파동가이드로 작용하거나 금속-코팅 플라스틱 광섬유 또는 파동가이드를 포함할 수도 있다. 원도는 기기로 전달된 레이저 빛을 위한 출구를 허용한다. 본 발명에서 사용할 수 있는 레이저는 이산화탄소, 에르븀 YAG, Nd:YAG과 Yf:YAG와 같은 펄스 파동 레이저 및 연속 파동 레이저 모두 포함한다. 광속 직경은 기술 분야에서 숙련된 자에 의해 표준 방법으로 변화될 수 있다. 그러나 이 리스트에 한정되는 것이 아니며 다른 파장 레이저도 사용될 수 있다. 응집성 또는 비응집성 방사선은 분절 팔 또는 광섬유에 의해 그 소스에서 전달될 수 있고 핸드피스로 들어가서 평면-조직-변경-원도/영역을 포함하는 물질의 내부에서 끝나거나, 그와 동일면이거나 그 외부에서 끝나는 거울 또는 광섬유에서 끝나는 파동 가이드 및 거울 또는 광섬유를 통해 평면-조직-변경-원도/영역으로 향한다. 표적 조직 변성의 더 큰 매크로-플렉틸-같은 영역을 생산하기 위한 한 실시예는 이산화탄소와 같은 레이저 에너지를 지름이 0.1mm에서 1mm 범위인 피닉스, 에이제트의 폴리마이크로 테크날로지 사에 의해 제조된 광섬유를 운반하는 레이저에서 여러 개의 작은 광섬유로 나누어지는 것이다. 상기 광섬유는 평면-조직-변경-원도/영역을 포함하는 기초 물질에서 돌출하거나 그와 동일면이거나 그 속에서 들어가서 끝날 수 있다. 상기 원도/영역은 샤프트와 동일하거나 유사한 물질 또는 평면-조직-변경-원도/영역의 전자수술 실시예에서 설명한 것과 유사한 방법을 이용하여 샤프트로 어닐링될 수도 있다. 낮은 용해 온도 플라스틱은 평면-조직-변경-원도/영역으로 상기 광섬유를 장착시키기에 적당할 것이다. 폴리마이크로 테크날로지 사에 의해 제조된 것과 같은 1mm의 적지만 큰 광섬유는 중간 및 하부 피부에서 표적 조직의 제어된 집중 피사의 더 넓은 영역을 만드는데 사용될 것이다. 도관 공급의 스페어링(sparing)의 삽입된 영역에서 1mm 이하의 조직 파괴의 원하는 사이즈는 변경된 조직의 모임을 피하고 자세히 검사하거나 일반적인 거리에서 보이는 임상적으로 보이는 방혈(scarification)을 감소하는 것을 돕는다. 평면-조직-변경-원도/영역의 1cm/s의 표적 조직에서의 전진 운동을 가정하면, 세 개 또는 그 이상의 광섬유 말단(바람직한 배열은 10 더 큰 지금의 광섬유 말단을 포함한다)을 가진 1-1000pulse/second의 범위의 레이저 펄스 주파수는 임상적으로 받아들여질 수 있지만 표적 조직의 제어된 집중 피사의 충분히 작은 국부 영역을 유발한다. 극심하게 긴장된 비-펄스 연속 전자기 방사선은 조직의 더 넓은 영역을 새로 산화된 혈액의 접근을 분리시키는 연속된 경향으로 조직에 의해 정렬된다. 덜 긴장된 비-펄스 연속 전자기 방사선은 혈관을 손상시키지 않고 어떤 세포 수축 반응을 일으킬 것이다. 핸드피스 내부로 에너지의 마이크로플렉틸을 전달하는 것은 평면-조직-변경-원도/영역에 인접한 거울에 맞추어져서 채용된 레이저 빛 소스(캘리포니아, 팔로 알토, 레이언트 테크날로지, 레이언트 MTZ™SR 레이저)가 그 초점 길이가 변경되고 실시예의 손잡이의 말단에 근접하게 맞춰질 때, 무작위 또는 패턴화된 레이저는 거울에서 핸드피스 및 샤프트로 전달되거나 표적 조직에서 평면-조직-변경-원도/영역의 원도로 다시 보내질 수 있다. 내부 사용을 위한 조정의 범위가 존재할지도 모르지만, 바람직한 조정은 32J/sqcm의 1.5micron 단위에 의해 외부에 적용되는 것을 초과한다. 하부 진피 및 부착된 피하의 두께 때

문에 표피에 손상을 기피하고 있는 동안 위 진피에 이르는 진피 안에서 초소형 괴저성 과편(Microscopic Necrotic Debris)을 생성하기 위하여 안쪽에서 밖으로 레이저를 쏘일 때 더 많은 에너지가 필요할 것이다. 전자수술 원도로 기술된 것과 유사한 조직 임피던스 및 열 감시 장치는 레이저 에너지 원도/영역 장치와 함께 사용될지도 모른다.

도 8은 표적 조직으로 다양한 형태의 에너지를 전달할 수 있는 평면-조직-변경-원도/영역(730)에 이르는 손잡이(220), 샤프트(90) 및 팁(80)의 내부 개략도의 평면도이다. 손잡이 및 샤프트를 뒤쫓는 것은 광섬유, 배선, 전도성 요소, 배출 배관, 절연 가스 또는 액체-전달 배관, 감시 도선 및 어떤 다른 제어 및 감시 연결체이다. 선택적인 열 및 임피던스 감지기는 샤프트 또는 팁 안에 또는 위에 존재할지도 모른다. 긴장 펄스 비응집성 비레이저에서, 필터로 걸러진 설파광등은 광대역의 가시광선을 발산한다. 매사추세츠, 노르우드, ESC/샤프랜(ESC/Sharplan, Norwood, Massachusetts)에 의해 사용된 더 작은 버전(500-120Qnm방출 범위; 50J/sqcm 유도(fluence); 4ms 펄스; 550nm 필터)과 같은, 설파광등은 실시예의 손잡이 또는 원도/영역을 차지할지도 모른다. 만일 IPL 설파광등 설비가 샤프트의 두께를 상당히 증가시키면, 1cm 입구 절개는 해부선에 따라서 1.5cm 용이하게 변형될 수 있고, 1-1.5cm의 수직 절개에 훨씬 더 큰 직경의 샤프트가 들어가지만 꿰매기 용이한 작은 A에서 T플랩을 형성하기 위하여 결합될 수 있다. 설파광등은 직접 평면-조직-변경-원도/영역에서 나오거나 또한 원도를 통해 나오도록 반사기에서 반사될 수 있는 광학 및 열 방사선을 방출한다. 반사기는 광선, 근적외선 및 적외선을 전달하는 매우 다양한 유리(예를 들면, 석영, 융합된 실리카 및 게르마늄)로 만들어질 수 있는 원도에서 방출되는 모든 방사선을 효과적으로 모으도록 포물선 모양을 가질 수 있다. 방출 스펙트럼은 원하는 효과를 이루도록 걸러질 수 있다. 열 방사 또는 가시광선 방사선 흡수는 콜라겐을 변경하도록 국부적으로 진피를 가열할지도 모른다; 열 감지기 제어는 과열을 감소시킨다. 샤프트 및 주위 얼굴 조직의 초과 열을 제거하기 위하여, 설파광등 및 반사기는 낮은 열 전도도 물질에 의해 열적으로 차단되거나 또는 찬 질소 가스가 샤프트 또는 손잡이 안의 구멍을 통해서 넣어질 수 있다. 방사선이 원도/영역을 통해 거울에 의해 반사될 수 있도록 손잡이가 교체 위치에 있을 수 있다. 무선주파수 마이크로파 방출을 위한 평면-조직-변경-원도/영역 실시예는 출원 중인 발명과 같이 만들어질 수 있다; 그런 실시예에서, 샤프트는 평면 또는 비교적 평면인 또는 약간 굽은 쪽에 부착되거나 노출된 위상 배열 안테나의 총계를 가지는 플라스틱 또는 증합체 또는 세라믹 팁 부분에 연결된 금속 또는 플라스틱 또는 세라믹으로 만들어질지도 모른다. 위상 배열의 안테나는 금속(바람직하게는 스테인리스 철, 알루미늄, 금, 강철, 또는 백금)으로 만들어진다. 1-3mm의 침투의 깊이를 가지는 20와트의 전력을 산출하는 1에서 10기가헤르쯔 범위로 작동할 수 있다. 평면-조직-변경-원도/영역(730)의 냉동요법(cryotherapy) 실시예는 비활성 또는 절연 튜브(810)를 통해 냉매요법 약품을 전달하기 위해 0.01cm에서 1cm의 규격의 플라스틱 또는 열 저항 관 또는 세관(740)을 이용한다. 냉동요법 실시예에서, 냉 비활성 기체 또는 질소(196°C)와 같은 액체는 한 실시예에 적당하며 샤프트 외부에 위치하거나 거기 근처에서 게이트로 제어되는 냉동 용기 또는 저장소에서 유지된다. 냉동요법 약품은 언(상을 보존하는) 상태가 아닌 주위의 내부 및 외부 인간 환경에서 파생되는 열 에너지가 세포기관, 세포질 막 세포 용해, 결정화, 및 물질 침전의 세포내 붕괴를 포함하지만 이에 한정하지 않는 손상을 유발하는 현재-해빙 표적 조직을 가열하는 해빙 상태에서 표적 조직을 변화, 변경, 손상 또는 수정한다. 질소의 부가 혜택은 안정성 및 전자수술 또는 전자기 장치를 근처에서 작동하는 것을 금지하는 것이다. 밀도는 액체 질소의 냉각 능력에 비교하고 질소 가스보다 약 천 배이다. 액체 상태의 질소는 절연체의 두께가 상당히 많으면 저장소에서 원도로 이송하기는 더 어렵다. 그러므로 기체, 및 대부분 기체를 포함하는 기체와 액체의 혼합물이 편리한 핸드피스 사이즈를 유지하면서 제어하기에 더 용이하다. 10초에 1cc/0.1sec사이의 방출 비율로 전달하는 -196에서 -30°C로 변하는 "원도" 온도에서 1cc의 냉 질소 가스는 냉동요법의 시간에서 표적 조직 온도 및 밀도에 따라 더 정확하게 표적 조직을 변경하기 위해 열 감지기 피드백 루프 방출에 의해 조정될지도 모른다. 용해된 조직면 사이의 비교적 닫힌 구멍으로 충분한 양의 기체로 기체화될 기체 또는 유체의 방출은 형성된 기체 및 압력(750)을 방출하기 위해 배출 튜브 또는 도관의 사용을 필요로 하는 얼굴을 팽창시킬지도 모른다. 수술하는 외과의사의 손이 용해 기능의 장치를 이동 또는 전압을 생성시키기 때문에 (선택적 열 감지기/CPU 피드백 루프에 더하여) 유체 방출의 발스위치 제어 또는 음성 활성화 제어가 편리할 것이다.

조직-변경-원도/영역의 직접적인 압전 버전은 피에조(piezo)에 인접하여 통과하는 표적 조직에 포함된 물 분자에 진동 에너지를 나누어줄지도 모른다. 온도 상승이 콜라겐 변화 및 세포벽 손상을 초래하지만, 초음파 에너지 적용은 세포 이하의 수준에서 분열시키는 효력을 가질 수도 있다. 압축하거나, 뒤틀거나 비틀 때 전하를 얻는 결정이 압전이다. 특정 세라믹 웨이퍼에 적용되는 전기 진동은 초음파 기계적인 진동을 유발한다. 압전 원도/영역을 위한 에너지 출력은 1-30J 범위이며, 약 1cm / s 이동하는 수술 장치에서는 바람직하게 1-6J 범위이다. 모든 다른 실시예의 것과 같이, 수술 중 실시간 자료를 제공하는 온도 및 임피던스 감지기는 제어 유닛 및 전력 공급과 연결하여 샤프트에서 전도성 요소에 의해 전압이 생성되는 압전으로 에너지 입력을 변조할 수 있다. 또 다른 실시예에서, 열 가스 또는 액체 또는 그 조합은 원도/영역에서 표적 조직으로 뿌려질 것이다. 예를 들면, 콜라겐은 70°C에서 변성하고 세포 손상이 일어나며 증기 또는 온수는 표적 조직으로 원도/영역을 나가기 위해 다양한 기계장치에 의해 배달될 수 있다. 압력 이하의 증기는 샤프트 또는 손잡이 밖의 보조 물 가열 장치에서 격리된, 고압 열 저항 라인을 통해 전달될 수 있다. 라인은 표적 직물로 전달되기 전에 한 개 이상의 세관으로 나뉘어질지도 모른다; 흡입 루멘은 비교적 닫힌 공간 안으로 기체 방출의 결과로써 만들어진 어떤 초과 압력을 제거할지도 모른다. 양자택일로, 증기는 원도/영역에 위치하는 작은 개별 압전에 의해 생성될지도 모른다. 이 실시예에서, 작은 세관은 작은 압전이 기능하는 온도 범위 내에서 기체화될 수 있는 액체를 전달하며, 그런 압전은 현재 페인트 및 잉크 적용을 위해

사용중이다(텍사스, 플라노, 로열 콕스, 마이크로랩 테크 사(MicroFab Tech Inc)). 물은 압전으로 전달되고 역행 운동은 단향 마이크로유체(microfluidic) 흐름 밸브 시스템에 의해 방지된다. 1에서 1000 사이에서 달하는, 압전은 마이크로유체 흐름 밸브가 물 체류 흐름 시스템에서 물의 역행 운동을 방해하면서 원도/영역의 배열에 탑재될 것이다. 증기의 집중된 영역을 만들기 위해 물 분자에 진동 에너지를 나누어주도록 무작위로 또는 비무작위로, 각종 압전이 제어할 수 있게 만들어질 것이다. 얼굴 해부 면의 다른 쪽에서 조직을 변경하거나 외상을 입히기 위하여 증기는 반점이 많은 또는 균일한 경향으로 테프론® 또는 유사한 배관에서 분출될지도 모른다.

평면-조직-변경-원도/영역의 증식요법 실시에는 조직을 제어할 수 있게 외상을 입히거나 섬유아세포를 자극하나 콜라겐화(collagenization)를 증가시키는 능력을 가지는 것으로 알려진 액체, 거품, 서스펜션, 가루 또는 어떤 다른 형태에서 분발명의 용해 작용에 의해 형성된 조직면의 구멍으로 고장성 포도당(D-glucose), 나트륨 모루에이트(sodium morrhuate) 및 페놀 및 다른 섬유증 유도 화학 물질 또는 혼합물(농축된 소금물, 산, 염기, 세제, 나트륨 디옥시콜레이트(sodium deoxycholate), 폴리도카놀(polidocanol), 나트륨 도세실(docecyl) 황산염, 및 고장성 염분을 포함하나 이에 한정하지 않는다)의 적하 주입을 제공한다. 만약 산 는 염기가 섬유증을 유도하기 위하여 섬세하게 조직을 외상을 입히는데 사용된다면, 반대 성질에 의해 중화될지도 모르며, 예를 들면 산성 용액은 외상을 유도하며 희석 중탄산 나트륨 세척에 의해 중화될 것이다. 인간 조직을 섬유아세포/콜라겐 반응으로 자극하거나 제어할 수 있게 외상을 입힐 수 있는 비-용액은 실리콘/염류 서스펜션, 콜라겐 서스펜션, 지방 글로불린/오일 물 서스펜션, 모래, 유리, 탄소 및 탄화 유기물, 플라스틱 과립, 다른 불용해성 과립, 비누, 미생물학의, 식물 또는 동물 물질을 포함하지만 이에 한정하지 않는다. 그런 물질은 콜라겐/섬유아세포 증식으로 마이크로그라누로마더스 반응(microgranulomatous response)을 유발한다. 0.01cm에서 1cm 규격의 플라스틱 또는 압력 저장 튜브 또는 세관은 평면-조직-변경-원도/영역의 증식요법 발산 실시예로 비활성 또는 절연 튜브를 통해 증식요법 약품을 전달할 수 있다. 상기 세관은 표적 표면으로 증식요법 약품의 살포 분산을 허용하기 위해 작은 분무 노즐에서 끝날 수도 있다. 증식요법 실시예에서, 증식요법 약품 또는 다른 조직 변경 약품은 샤프트 밖에 위치하거나 그 근처에서 게이트 제어되는 IV 백 또는 다른 저장소에 준비되어 있다. IV 백에서 유체의 중력 진행은 "원도/영역"으로 샤프트를 통해 IV 배관의 몇 미터를 통해서 증식요법 약품을 분산시키기 충분할 것이다. 적하 또는 살포 분산을 위해, 증식요법 약품은 연동 펌프, 압력을 가한 가스 주입, 강화된 주입 시스템 및 압력을 가할 수 저장소를 포함하지만 이에 한정하지 않는 기술분야에서 알려진 많은 방법에 의해 저장소에서 통과하도록 강제된다. 흐름 비율과 압력 비율은 농도, 양, 원하는 조직 수축 시간 및 적용되는 약품의 유형에 의존하여 변하고, 분당 0.01cc에서 10cc로 변할지도 모른다. 수술하는 외과의사의 손이 장치를 이동하게 하거나 장치의 용해 기능을 활성화시키기 때문에, (선택적 열 감지기/CPU 피드백 루프에 더하여) 유체 방출의 발스위치 제어 또는 음성 활성화 제어가 편리할 것이다.

균일 가열 요소(Uniform Heating Elements)를 위한 평면-조직-변경-원도/영역 실시예는 용해 단편에 무선주파수 요소에서 독자적인 경향으로 손잡이에 제어할 수 있게 충전되는 샤프트를 통해서 통과하는 절연 전도성 요소에 연결되는 인접하는 팁의 한쪽에 균일 조직 가열 요소를 통합하여 만들어질지도 모른다. 가까운 열 감지기는 피드백 또는 외과의사에게 들릴 수 있는 결과를 만들기 위해 조직 온도 또는 표적 조직에 에너지를 제어할 수 있게 할당하기 위해 컴퓨터를 감시한다. 따라서 이 루프는 열 조직 손상을 제어할 수 있게 제한하거나, 수축 결과를 최적화할 지도 모른다. 열 감지기는 각각 종래 기술에서 알려진, 적외선 유형, 광섬유 유형, 전자 유형 또는 광학 형광 유형일 수도 있어서, 상세한 설명은 불필요한 것으로 보인다.

열 전압 생성 실시예를 위한 평면-조직-변경-원도/영역은 팁이 유사한 금속 또는 물질로 만들어진 샤프트와 일체이거나 연속인 샤프트 안에서부터 열 에너지를 방출하게 한다. 팁은 전기적으로 비-전도성 및 낮은 열 전도도인 물질로 만들어질지도 모른다; 그런 물질은 자기, 세라믹스 또는 플라스틱일 것이다. 피부 밑에서 장치의 매끄러운 운동을 촉진하기 위하여 팁 및 샤프트의 부분은 테프론®으로 덮일지도 모른다. 장치 안에 열 필라멘트는 연결 배선을 통해서 흐르는 전류에 의해 가열되고 배선의 강도에 의해 포물선 모양의 구멍 안에 위치하여 강하게 고정되어 있다. 대안적으로, 필라멘트는 샤프트에 고정되어 부착된다. 열 필라멘트는 평면-조직-변경-원도/영역에서 직접 나오거나 원도를 통해 나오도록 반사기에서 반사될 수 있는 광학 및 열 방사선을 방출한다. 반사기는 원도에서 방출되는 모든 광학 또는 열 방사선을 효과적으로 모으도록 포물선 모양을 가질 수 있다. 열 필라멘트는 고전력 광 전구에서 사용되는 것과 유사한 텅스텐 탄화물 필라멘트일 수 있다. 파장은 필라멘트 온도/전류를 조정함으로써 조정되고 제어될지도 모른다. 원도는 광선, 근적외선 및 적외선을 전달하는 매우 다양한 유리(예를 들면, 석영, 융합된 실리카 및 게르마늄)에서 선정될 수 있다. 조직 침투 깊이는 빛의 파장에 의존한다(예를 들면, 1 μ m는 10mm를 통해 침투하고, 10 μ m는 0.02mm를 통해 침투한다). 열 필라멘트에서의 넓은 방출 스펙트럼은 원하는 조직 효과를 이룰 수 있도록 걸러질 수 있다. 특별한 필터링 방출 스펙트럼에서 약 70°C의 온도로 진피를 가열하는 것은 원하는 콜라겐 수축량 및 타이트닝을 유발할 것이다. 최적 스펙트럼 필터링은 피부 두께와 구조에 의존한다. 전선에 의해 제어 유닛에 연결된 열 감지기는 샤프트에 접촉한 조직 온도를 감시한다. 샤프트 및 주위 얼굴 조직의 초과 열을 제거하기 위하여, 가열 요소 및 반사기는 낮은 열 전도도 물질에 의해 열적으로 차단된다. 요소는 샤프트에 접촉하지 않음으로써 차단되는 반면, 반사기는 샤프트에 부착하는 절연층을 가질 수 있다. 부가하여, 냉 질소 가스는 관을 통해서 주사되고, 빈 샤프트를 통해서 팁 및 샤프트를 냉각하기 위하여 밖으로 넣을 수 있다. 빈 샤프트를 통해서 흐르는 질소 가스(또는 다른

비활성 가스) 또한 필라멘트에 산화 손상을 감소시킨다. 방출되는 광학과 열 방사선이 윈도를 통해 거울로 반사되는 동안 출원 중인 발명에서 다른 실시예에는 손잡이에 열 필라멘트를 둔다. 출원 중인 발명에서 다른 실시예에는 조직 가열이 배선을 통해 흐르는 전류가 사용자가 선택한 온도로 단일 또는 여러 개의 요소로 만들어진 저항 부하를 가열하는 열 표면과 직접 접촉함으로써 이루어진다. 저항 부하는 박막 저항기이고 필름 온도는 측정된 저항에서 추정될 수 있었다. 양자택일로, 가열 요소에 가까운 별개의 열 감지기는 온도를 측정하며, 이는 저항 부하를 통해서 전류를 제어하기 위해 제어 유닛으로 보내진다. 냉 가스 또는 액체는 관을 통해서 주입되며, 샤프트를 통해서 밖으로 나올 수 있다. 또한, 가열 요소는 펠티에(Peltier) 열전 냉각기의 뜨거운 쪽에 있을 수 있고, 이는 유리하게 주위 온도보다 낮은 40°C 까지 차이를 가진 반대 표면을 냉각시킨다. 열이 자석의 또는 마찰 방법에서 파생되는 열적 실시예에는 유사한 조직 변경을 유발할지도 모른다.

장치의 모든 실시예에서, 샤프트는 수술 동안 장치가 관통한 조직에서 마찰을 감소시키기 위해 테프론®과 같은 생호환(biocompatible) 비-고착 물질로 덮여질 수 있다.

본 발명은 또한 유기 무기 임플란트의 주입을 위해 인간 조직 면 또는 위치에 분명한 한정된 또는 고립된 포켓을 만들 수 있다. 예를 들면, 근본적인 광대뼈의 모양을 흉내 내는 지역을 위한, 그리고 부가적으로 원하게 보이기 위한 '약한'광대뼈 위의 출원인 및 출원인의 이전 관련 기술 분야에서의 수술은, 유기 또는 무기의 이식가능한 액체 또는 반고체 가 주입될 포켓이 만들어진다. 현재 이식가능한 물질은 다음을 포함하지만 이에 한정되지 않는다: 흡수성 봉합사 물질 폴리글락틱산(Polyglactic acid), (바이크릴(Vicryl)®, 폴리소브(Polysorb)®, 폴리글리콜릭산(Polyglycolic acid) (덱손(Dexon)®), 폴리다이옥사논(Polydioxanone)(PDS II®), 글리콜산(맥슨(Maxon)®), 폴리글레카프론 25 (Poliglecaprone 25) (모노크릴(Monocryl)®), 글리코어(Glycoer)631 (바이오신(Biosyn)®), 서지컬 거트(Surgical Gut) (플레인(Plain)), 서지컬 거트(클로믹(Chromic)), 서지컬 거트 (고속-흡수). 비-흡수성(Nonabsorbable) 봉합사 물질: 나일론 (에틸론(Ethilon)®, 더마론(Dermalon)®, 무루론(Nurulon)®)- 끈 것 또는 꼬지 않은 것

폴리프로필렌(프로렌(Prolene)®, 서지렌(Surgilene)®, 서지프로(Surgipro)®, 실크, 폴리에스테르(데이크론(Dacron)®, 머실린(Mersilene)®, 에치본드(Ethibond)®, 폴리부트에스테르(Polybutester) (노바필(Novafil)®, 서지컬 스테인리스 철®, 그레프트/그물망에 포함되지만 이에 한정하지 않는다: 확장된 폴리테트라플루오로에틸렌 (ePTFE)(고어텍®, 소프트폼(SoftForm)®, 폴리에틸렌 (데이크론(Dacron)®, 폴리프로필렌 (프로렌®, 마렉스(Marlex)®, 폴리글락틴(Polyglactin) (바이크릴®, 덱손®), 폴리에틸렌 테레프탈산(머실린(Mersilene)®, 폴리프로필렌/폴리글락틴 (바이프로(Vypro)®, 알로덤(Alloderm)®, 세프라메시(Sepramesh)® (나트륨 히아루로네이트(Sodium hyaluronate) 및 카르복시 메틸셀룰로오스(carboxymethylcellulose)로 한쪽에 코팅된 폴리프로필렌 그물망), 세프라필름(Seprafilum)®(나트륨 히아루로네이트 및 카르복시 메틸셀룰로오스), 실리콘, 프로시트(PROCEED)® 서지컬 메시, 울트라프로(ULTRAPRO)® 부분 흡수성 경량 메시 서지컬 티타늄 메시®. 다양한(miscellaneous) 물질에 포함되지만 이에 한정하지 않는다: 소(bovine) 콜라겐 (자이덤(Zyderm)® 콜라겐 I, 자이덤® 콜라겐 II, 자이플라스트(Zyplast)®, 인간에서 파생된 콜라겐 (더라모로젠(Deramologen)®, 크리메트라(Cymetra)®, 사체(Cadaveric) 대퇴근막(fascia lata) (파시안(Fascian)®, 돼지 콜라겐, 히알루론산 (Hyaluronic Acid) 파생물 (레스틸렌(Restylane)®, 하이라폼(Hyalafoam)®, 하이란(Hylan) B® 젤, 퍼렌(Perlane)®, 알로덤® (무세포 동종이식 피부 매트릭스), 폴리에틸렌 테레프탈산 (메실렌®), 프로프라스트®, 메드프로®, 티타늄 금속 합금, 바이탈륨(Vitallium) 금속 합금, 실리콘, 수산화 인회석(Hydroxyapatite), 바이오글라스(Bioglass), 및 비-세라믹수산화인회석(Nonceramichydroxyapatite).

수 십년 동안 성형외과 의사는 생물 및 비생물, 유기 및 무기 메워를 얼굴에 손상을 치료하고 지지물을 주기 위해서 그리고 복부 및 사타구니와 같은 다른 영역에 지지물을 주고 등 추간관(herniated) 조직을 유지하기 위하여 주입하였다. 그러나 훨씬 더 큰 수술 개구보다 적합한 그물망의 배치는 단지 최소 침습성 절개를 통해 그런 큰 그물망을 고정하면서 그물망이 위에 이식되는 가능한 자유 표면을 독특하게 허용할 수 있는 출원인 및 출원 중인 발명에 필요하다. 그물망은 다음과 같은 물질로 만들어질 수 있다: 면과 실크를 포함한 신체-반응 유기 물질; 플라스틱, 폴리프로필렌 또는 고어텍®(저밀도 폴리에틸렌)과 같은 신체-비활성 유기 물질; 사이(in-between) 물질, 예를 들면, 나일론 최소로 반응한다; 스테인리스와 같은 무기 물질 또는 다른 금속 및 실리콘. 분리된 조직면의 일부 또는 모두를 점유하기 위하여 최소로 침습성 입구 상처를 통해서 삽입한 후 그물망이 펼쳐지거나 풀릴 수 있다. 그물망은 적당한 곳에서 바느질로 고정될 때 붕대로 작용하기 위해 거의 컷볼에서 컷볼로 확장되도록 상부 목에서 확장되는 경향이 있다. 이와 반대로, 그물망 고정은 연기되거나 방향을 바꾼 스티치 타이팅을 위해 지지되는 그물망을 포함하는 조직면의 작은 부분을 다시 열기에 앞서 몇 달 동안 제자리에서 (피브로스(fibrose) = 콜라겐 형태)를 치유하게 할 수 있다. 탄력 및/또는 지지를 만들기 위해 놓인 그물망은 즉시 깨매질 수 있다. 그물망의 위치 및 적당한 풀림은 내시경 또는 방사-불투명(radio-opaque) 페인트를 통한 휴대용 엑스레이에 의해 결정되며 또는 금속, 원소 또는 화합물을 묶을 수 있다. 그물망은 분사하거나 자극하거나 또는 살균 전에 물질을 화학적으로 바꿈으로써 들어오는 콜라겐 및 섬유질 조직에 "더 끈끈하게" 할 수 있다. 수술 장치는 최소 침습성 방법으로 "광대뼈" 유형과 같은 임플란트 또는 유체, 반고체, 다른 덜 한정된 임플란트를 넣는데 사용될 수 있다. 성긴 또는 탈수된 조직의 서스펜션의 필요에 따라, 다음과 같은 생물학적으로 양립할 수 있는 유기 또는 무기 물질의 그물, 그물망 또는 붕대는 일시 봉합사

고정 또는 타이팅을 위해 이식될지도 모른다. 양자택일로, 후의 또는 지연된 수술 과정을 위해 기본 조직을 강화시키기 위해서 생호환 물질이 "제자리 치유"가 가능하게 할지도 모른다. 가능한 이식가능한 생흡수성 또는 비-생흡수성 물질의 다음의 리스트는 이에 한정하는 것으로 의도되지 않는다; 폴리글락티산, 폴리글리콜릭산, 폴리다이옥산, 글리콜산, 폴리글레카프론25, 글리코어631, 나일론, 폴리프로필렌, 실크, 면, 폴리에스테르, 폴리부트에스테르, 서지컬 스테인리스 철, 확장된 폴리테트라플루오로에틸렌 (ePTFE), 폴리에틸렌, 폴리글락틴, 폴리에틸렌, 테레프탈산, 데이크론®, 알로덤 (Alloderm)®, 세프라메시® (나트륨 히아루로네이트 및 카르복시메틸셀룰로오스로 한쪽에 코팅된 폴리프로필렌 그물망), 세프라필름® (나트륨 히아루로네이트 및 카르복시메틸셀룰로오스), 실리콘, 프로시트® 서지컬 메시, 울트라프로® 부분 흡수성 경량 메시, 서지컬 티타늄 메시®, 소 또는 인간 또는 돼지-유래 콜라겐, 사체(Cadaveric) 대퇴근막(fascia lata) (파시안®), 히알루론산 과생물, 알로덤® (무세포 동종이식 피부 매트릭스), 폴리에틸렌 테레프탈산 (메실렌®), 프로프라스트®®, 메드프로®, 티타늄 금속 합금, 바이탈륨 금속 합금, 실리콘, 수산화 인회석, 바이오글라스, 및 비-세라믹수산화인회석. 예를 들면, 만약 절개가 귀밑(infraauricular) 부분에 위치하면, 고어텍® 봉대는 섬유질 조직 사이 그리고 우에서 좌의 유양돌기(mastoid) 부분의 목의 밑에 겹자, 후크, 클램프 및 가단성 가이드-배선과 같은 전형적인 수술 기계를 사용하여 큰 기본 용해면으로 최소 절개를 통해서 묶을지도 모른다. 그물망은 최소 절개 위치를 통해서 용해된 얼굴 면으로 공급된 후 폴리고 어떤 절개 위치에 놓인 탐침 또는 기기를 경유하여 제자리로 처리될 수 있다; 그물망이 적절하게 자리를 잡은 것은 내시경으로, 광섬유로, 그리고 초음파로(ultrasonographically) 검출될지도 모른다. 특히 그물망 자체가 방사-불투명 생호환 물질을 포함하거나 부착되고, 만약 금속 실과 같은 금속 태그(tag)가 그물망의 가장자리를 간헐적으로 묶으면, 방사선학적인 평가가 가능할 것이다. "롤러(roller)"의 중심을 통해 통과하는 혈령한 <6cm 배선 또는 모노필라멘트의 (monofilamentous) 플라스틱 루프로 고정된 작은 <2cm 폭 <1cm 두께의 롤러에서 그물망은 절개부로 공급되고 다른 절개부를 이용하여 다양한 방향으로 그물망을 펴기 위해 탐침, 기기 또는 가단성 후크를 받아드릴 것이다. 양자택일로, 뺨의 (malar) 두드러진 곳(광대뼈)과 같은 그런 영역에 외과 의사가 선택한 조직면 레벨에 정확하고, 고립되고, 균일한 조직 포켓을 만들기 위하여 장치가 더 제한된 경향으로 사용되어, 표준 임플란트는 입구 상처를 약간 메스로 확장하면서, 장치 입구 절개를 통해서, 또는 구강 안과 같은 어떤 다른 위치에서 공급될지도 모른다. 기기-생성된 포켓의 모양을 제한하고 조정하는 동안 압력을 적용함으로써 손으로 조각되거나 주형으로 조각될 수 있는 생호환 열조정 또는 시간 조정 또는 반응물 부드러운 거품을 받아들이기 위해 정확한 포켓이 만들어질 것이다. 상기 측정의 어떠한 것의 다음에, 두 개의 흡습성 매장형 5-0 모노크릴(Monocryl)®(뉴저지, 피츠카타웨이(Piscataway), 존슨&존슨(Johnson&johnson)의 에티콘(Ethicon)부) 스티치는 각 절개에 둔다. 드레싱은 일반적으로 필요하지 않고 환자는 직장으로 돌아가거나 집에서 쉴 수 있을 것이다. 양자택일적으로, 만약 상당한 증식요법 또는 이식가능한 물질이 있으면 24에서 48시간 동안 얼굴의 주위에 혈령한 명주(floss)-필라멘트 드레싱이 적용될지도 모른다. 만약 환자가 부풀어오른 것 또는 출혈이 수그러들면, 작은 잭슨-프랫(Jackson-Pratt) 드레인이 어떤 절개부를 통해 놓이고, 드레싱 밑에서 제자리로 봉합될지도 모른다.

퇴화를 계획하는 것은 시간 내내 장치를 적당하게 수행하고 그 질을 유지하는 것과 일치한다. 그 중에, 또는 그를 따라 또는 그 사이에 삽입된 상술한 실시예의 회로 및/또는 광섬유의 단편은 카드 또는 칩과 같은 하드웨어 또는 소프트웨어일 것이다. 카드 또는 칩 또는 다른 사용 감시 장치는 손잡이 또는 전자수술 발전기에 인접한 곳에서 수신 영역으로 삽입될지도 모른다; 그것은 절단 전류, 응고 전류의 사용시간을 포함하지만 이에 한정하지 않는 자료를 기록하거나 값을 혼합할 수 있다. 회로, 광섬유, 또는 다른 에너지 전달 기계장치로 삽입되는, 장치는 어떤 유형의 표준이 재활성화를 위해 충족되지 않는 한, 장치의 기능을 종결할 수 있다. 표준은 지불이 따르는 암호, 새로운 카드 또는 칩을 얻는 것일 것이다. 기술분야에서 현재 알려진, 측정되거나 감시되거나 제한된 사용을 위한 이 또는 다른 계획은 존재하는 실시예에서 통합하여 사용될지도 모른다.

수술 절차: 통지된 동의 다음 12시간 동안 금식 및 금주를 한 후, 환자는 등으로 대고 눕는다. 얼굴 및 목은 요오드화물 또는 클로르헥시딘(chlorhexidine)과 같은 표준 수술 전(preoperative) 세척제로 세정된다. 1cm의 최소 절개 위치는 외과 의사 재량으로 귀 주위 또는 귀 밑 선을 따라서 어떤 위치에 표시된다. 더 1cm 최소 절개 위치는 목에 도달하기 위해 턱밑(submental) 영역을 포함하는 영역에 그리고 절개를 가장하기 위해 헤어라인 안에 가장 높은(superiormost) 이마에 가능하게 수술용 마커로 표시된다. 모터가 자극하기에 위험한 곳(가장자리 턱 신경, 얼굴 신경의 정면 분기, 척추 부신경)인 영역 위의 피부의 작은 지역이 수술용 마커의 파선으로 경계를 정한다. 이 점에 의해, 대부분의 환자가 절차의 나머지를 견디기 위해 이 측정의 어떤 것도 필요하지 않을지라도 환자는 기관 내의(endotracheal) 관 또는 LMA (후두 마스크 기도)에 의해 정맥으로 말기-진정되는 것(twilight sedated) 또는 주어진 일반 마취의 선택권을 선택한다. 수술용 표시 절개 위치는 더 세정되고 각각 1:100,000 에피네프린(epinephrine)을 가진 1%의 리도카인(lidocaine) 1cc만 주입하고, 3분간 진정시킨다. 각 영역은 표피 및 진피를 통해서 피하층으로 #15 메스로 절개된다; 이마 위치는 영역 안에 대머리를 방지하도록 머리 여포에 평행하게 절개되어야 한다. 1리터의 클레인(Klein) 투메슨(tumescent) 용액을 다음과 같은 용법으로 준비한다: 2% 리도카인 40cc 및 NaHCO3과 1:1,000 에피네프린 10mEq/L의 10cc를 일반 식염수 1리터에 혼합한다. 단지 50cc에서 200cc의 클레인 투메슨 용액은 얼굴 타이팅 장치를 위해 궁극적으로 나중의 통행 방향인 벡터와 유사한 회전 운동에서 척추 바늘 또는 2mm 췌기-고정 또는 주격-고정된 유체 점적 카테터를 사용하여 피하층으로 각 절개 위치에 의해 도달할 수 있는 영역으로 급속하게 연동적으로(peristaltically) 뿜어질 것이다. 클레인 투메슨 점적 주입을 위해 필요한

몇 분 후에, 클레인 용액이 최대 효과를 위해 15분간 진정될 것이다. 여기에 기술되는 선택한 장치 실시예 중 하나가 살균 상태로 유지되고 하나 이상의 전자수술 발전기 또는 레이저 또는 다른 에너지 형태의 발전기에 부착된다. 전자수술 원도/영역 실시예를 사용하기 전에, 적당한 절단과 응고 조절을 위해 전자수술 발전기를 조정한다. 리프팅이 일어나는 동안 손잡이에 단단하게 고정되고 축 방향으로 밀리면서 선택된 장치는 한 절개 위치로 삽입된다. 장치가 발스위치 또는 손잡이 로커 또는 전압 생성 단추에 의해 전압이 생성되는 동안, 눈꺼풀 영역 또는 입술 또는 표면 모터 신경의 경계가 정해진 영역으로 들어가지 않고 일반적으로 가능한 멀리 스포크-휠 경향으로 절개 위치에서 방사된 직선을 따라 시작된다.

용해된 조직의 질, 환자의 나이, 이전 성형수술 경력, 병력, 신체 검사, 환자 인구 통계에 의존해서, 평면-조직-변경-원도/영역은 진피를 활성화하기 위해 "페이스 업(face up)" 또는 지방산을 약하게 하고 염증 세포를 빨리 굵게 할 피하층 및 콜라겐을 만들기 위해 반대 피부층 섬유아세포를 차례로 자극하는 중개물질을 활성화하기 위해 "페이스 다운(face down)"을 활성화할지도 모른다; "페이스 업"과 "페이스 다운"의 조합 또한 사용될 수 있다. 기본 피하 조직을 외상을 입히거나 또는 "지방을 요리하는 것"은 피부 염증 및 수축을 일으키는 주름잡힌 피부 플랩을 전달하는 피하층에 염증을 유발한다. 마찬가지로, 숏 또는 다른 파편을 일으키기 위하여 근부 근육(이 경우에는 목 정면 대부분을 감싸는 활경근)을 외상을 입히는 것은 활경근에 유사한 수축 반응 및 주름잡힌 피부 플랩을 일으킬지도 모른다. 탄소와 탄화 유기 화합물질(성분)의 형성은 아마도 다음의 경로를 통해 염증을 유도한다: 물질을 감싸서 소화하는 대식세포를 유발하는 것 및 염증 세포를 집결하고 저항 조직을 단계 반응시키고 조직을 변형하는 세포 중개물질을 누출시키는 것. 추가로, 평면-조직-변경-원도/영역에서의 에너지 적용은 공격 부분과 대비하여 스트로크(stroke)의 철수 부분에 생길지도 모른다. 공격 부분은 전자수술 조직 용해 요소와 관련된 에너지 레벨에 변화할지도 모르는 원도/영역에 가장 차가운 환경을 제공하거나 제공하지 않을지도 모른다. 얼음 찬 물을 수건에 적시거나 역 열 기울기를 향상시키기 위해 외부 컨퍼밍 백을 통해 순환시키는 것과 같이 외부 냉각 장치는 치료 이전, 치료 중 또는 그 후에 얼굴 피부에 적용될지도 모른다 사용되는 에너지 유형 및 양을 포함한 수많은 요인에 의존해서, 추가 용해 조직면 변경은 샤프트에 포함된 도관을 통해 또는 샤프트를 따라서 또는 별개의 카테터 기계장치에 의해 증식요법 용액을 사용하는 것이 필요할지도 모른다. 기기 통행을 활성화시키고, 마시지 또는 10분간 진정시키고, 절개 부위를 통해 들어가, 같은 절개 부위를 통해 들어가는, 투메슨 용액을 주입하는, 별개의 카테터 시스템에서 주입된 식염수의 2 플러시로 중화시킨 다음에 25%NaCl(고장성 식염수) 250cc와 같은 용액은 새로 절단된 얼굴 사이면 공간으로 주입될 것이다. 인간 관절의 조직 섬유증 및 콜라겐화를 향상시키기 위해 기술 분야에서 알려진 증식요법 약제는 고장 포도당(D-glucose), 나트륨 모루에이트 및 페놀과 같은 경화(sclerosing) 또는 증식 용액을 포함한다. 섬유아세포를 자극하거나 콜라겐화를 증가시키는 능력을 가지는 것으로 알려진 액체, 거품, 서스펜션, 가루 또는 어떤 다른 형태에 섬유증-유도 화학제품 또는 혼합물(나트륨 디옥시클로레이트, 폴리도카놀, 나트륨 도세실 황산염을 포함하나 이에 한정하지 않음)은 이전에 설명된 25%NaCl과 유사하게 주입될 것이다. 섬유증을 유도하기 위하여 산 또는 염기가 섬세하게 조직을 외상을 입히는데 사용된다면, 반대 성질에 의해 중화될지도 모르며, 예를 들면 산성 용액은 외상을 유도하며 희석 중탄산 나트륨 세척에 의해 중화될 것이다.

머리 구의 파괴를 일으키는 머리 구의 낮은 수준에 유일하게 절단 단편을 두기 때문에, 전압이 생성된 관련 오목부 또는 조직-변경-원도/영역을 통행하는 것을 이용하는 것의 턱수염 및 목 부분의 가능한 이점은 탈모가 남성에게 표준으로 조정될 것이다. 재생장은 상기 외상 다음에 흔하게 방해된다.

산업상 이용 가능성

본 발명의 사용의 바람직한 실시예 및 방법의 앞 묘사는 도면 및 설명의 목적으로 제공되며, 공개된 정확한 형태로 본 발명이 한정되는 것으로 의도되지 않는다. 많은 변경 및 변이는 상기 개시에 비추어 가능하다. 실시예는 심사숙고된 특정 사용에 적합한 다양한 실시예 및 다양한 변형에서 기술분야에서 숙련된 사람들이 본 발명을 가장 잘 사용할 수 있도록 본 발명의 이론 및 실제 적용을 가장 잘 설명하도록 선택되고 기술된다.

도면의 간단한 설명

도면 1a는 표피, 진피, 체모 여포, 혈관의 피하 신경총, 피하(지방층) 및 섬유질 부착을 포함하는 관련 층 및 중요 구조를 도시한다. 또한 이러한 층에 관련하여 발명의 작용 위치도 도시한다.

도 1b는 비정상적, 혹-같은, 터널 및 벽을 초래할 얼굴의 피하 섬유 지방층에서 원통형 사물(출원인과 다르다)의 통행을 도시하는, 성형외과 의사, 베이커 및 고든의 교과서, 얼굴 수술 회춘에서 채용된다.

도 1c는 얼굴의 피하 섬유 지방층에서 원통형 사물(출원인과 다르다)의 통행에서 결과된 비정상적, 혹-같은, 터널 및 벽을 도시하는, 성형외과 의사, 베이커 및 고든의 교과서, 얼굴 수술 회춘에서 채용된다.

도 1d는 피부의 동일한 층의 네 개 지역으로 분할되는 측면도를 도시한다. 각 지역은 위치의 전망 및 전압을 주는 탐침 및 팁 구조의 다른 분류의 통행 결과를 도시한다. 출원인은 대조를 위해 반대 지역에서 나타낸다.

도 2는 얼굴 타이팅 및 강화 장치를 위한 전형적인 절개 및 절개점 및 장치의 조작, 및 표면 신경 경로 위치의 측면도를 도시한다.

도 3은 삽입점 및 조직 통행의 벡터의 측면도를 도시한다.

도 4는 얼굴 타이팅 및 강화 장치를 위한 전형적인 절개 및 절개점 및 장치의 조작, 및 표면 신경 경로 위치의 정면도를 도시한다.

도 5a는 원심 샤프트 및 팁 영역에 초점을 둔 기구의 평면도이다.

도 5b는 관련 돌출부 및 관련 오목부의 영역에 초점을 둔 기구의 평면도이다.

도 5c는 관련 돌출부 및 관련 오목부 및 관련 전압을 주는 단편의 영역에 초점을 둔 기구의 정면도이다.

도 5d는 관련 돌출부가 스택트(stached) 장방형 또는 테이퍼(tapered) 얇은 장방형과 같은 매우 다양한 기하학 모양을 포함하는 것을 나타내는 팁의 정면도이다.

도 5e는 관련 오목부에 초점을 둔 기구의 팁 지역의 평면도이다. 전자 수술의 용해 요소(왼쪽에서 오른쪽)를 위한 다양한 가능한 위치가 도시된다: 관련 오목부 안에서 후퇴하거나 관련 오목부에서 외부로의 관련 오목부 또는 돌출부와 동일 평면이다

도면 5f는 관련 돌출부 및 관련 오목부의 실질적으로 평면 배열을 나타내는 팁의 정면도이다. 가능한 실시예의 범위는 직사각형 부분 안에서 일어난다(좌로 오른쪽으로): 완전하게 평면의, "이발소" 끝, 굴곡 및 기하학 도형. 또한 다양한 관련 오목부와 관련 돌출부 사이의 물리적 접촉 관계가 도시된다(좌로 오른쪽으로): 밀바닥 접촉점, 접촉점의 밑에, 모난 접촉점.

도 6a은 평면-조직-변경-원도/영역의 팁, 샤프트, 손잡이 및 관련 위치의 전자 수술 실시예의 평면도이다.

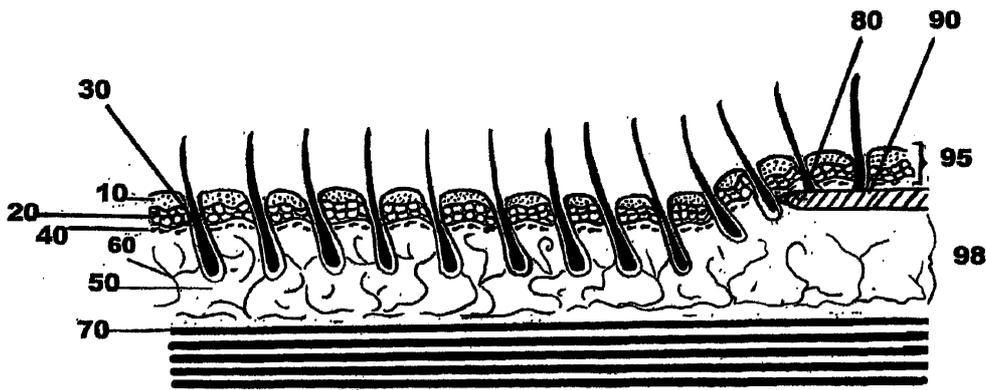
도 6b는 평면-조직-변경-원도/영역을 유발하는 구성요소 및 주요부에 초점을 둔 전자수술의 실시예의 확대도 또는 평면도이다. 말단이 변성된 전자 전도성 조직을 위한 다양한 기하학적 도형이 도시된다(좌로 오른쪽으로): 콘, 피라미드, 원형, 기하학적 도형, 스프링의 강모, "곱슬머리(frizzies)"의 강모.

도 7은 평면-조직-변경-원도/영역의 팁, 샤프트, 손잡이 및 관련 위치의 레이저 실시예의 평면도이다.

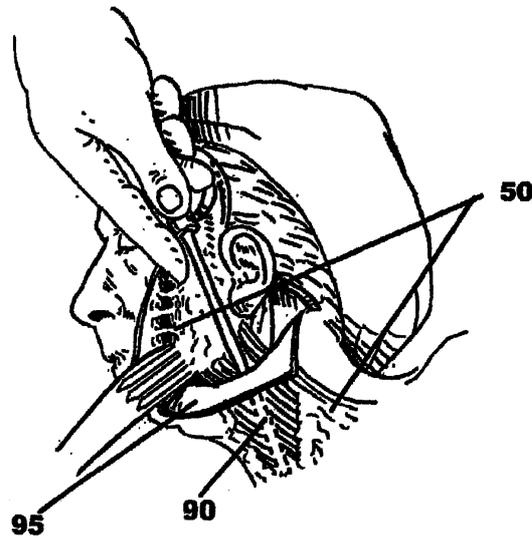
도 8은 다른 에너지의 형태를 전달하기 위해 평면-조직-변경-원도/영역의 팁, 샤프트, 손잡이 및 관련 위치의 평면도이다.

도면

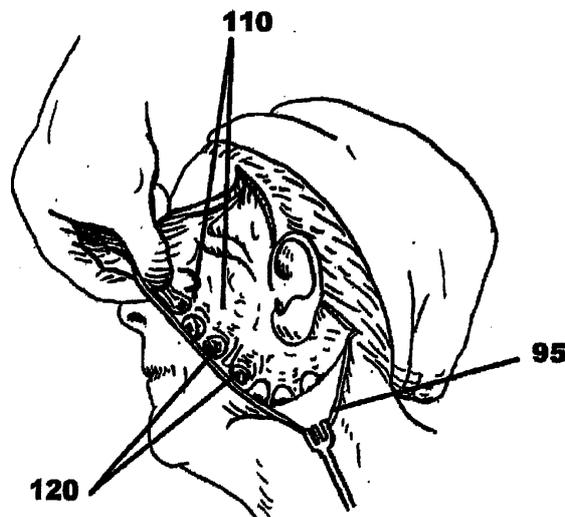
도면1a



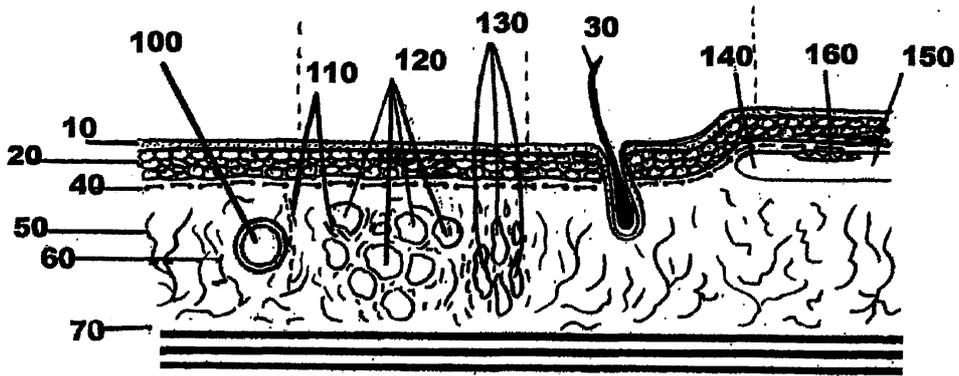
도면1b



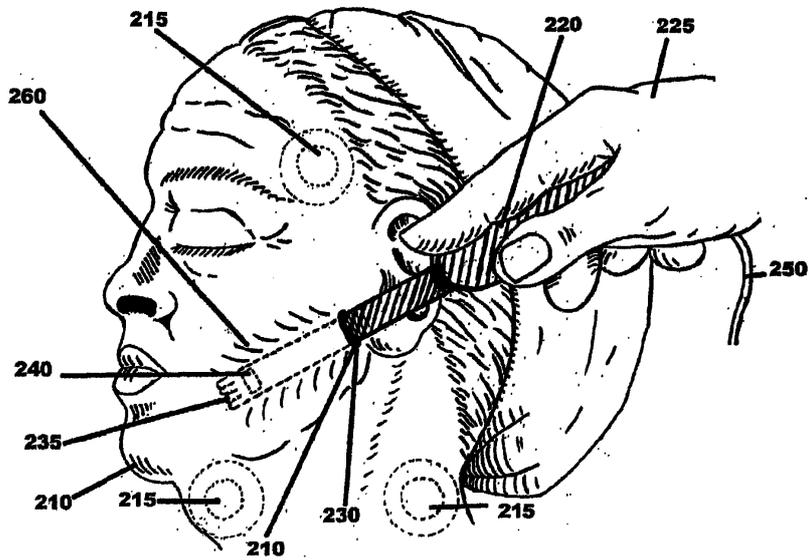
도면1c



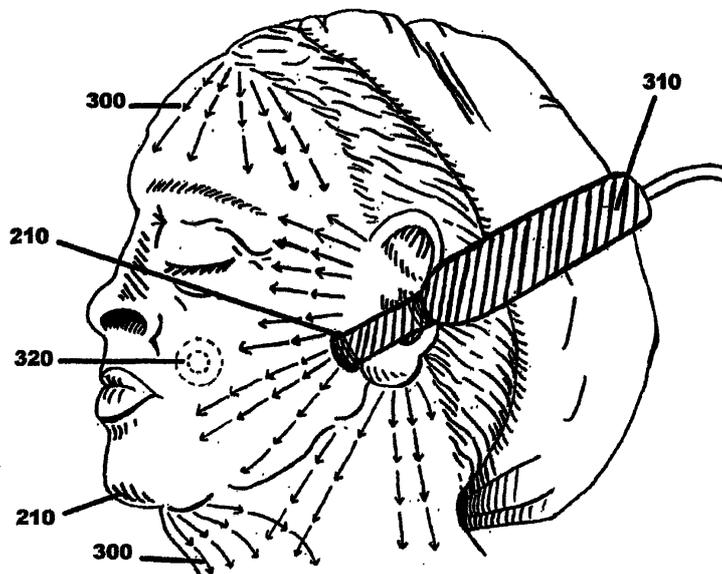
도면1d



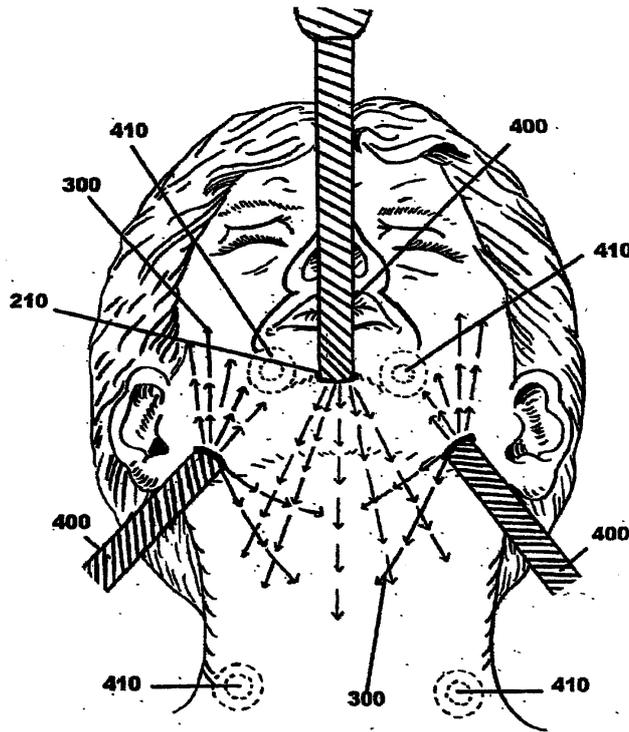
도면2



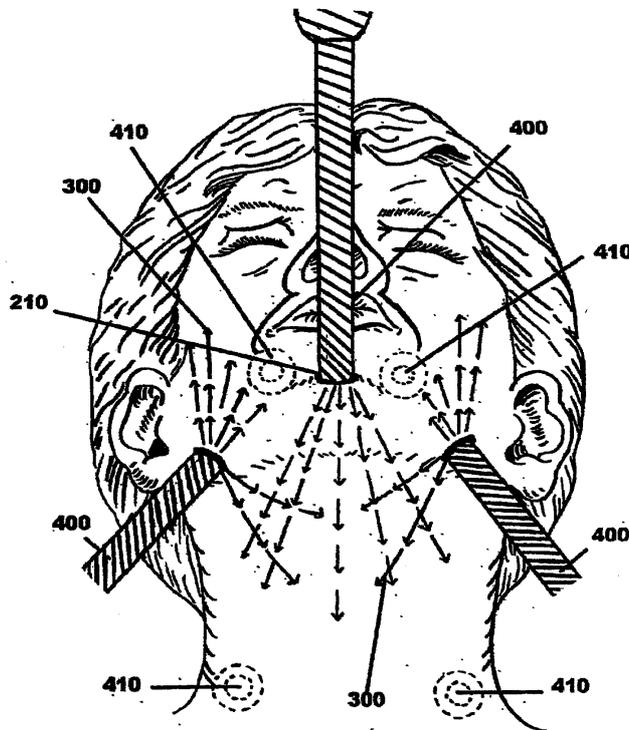
도면3



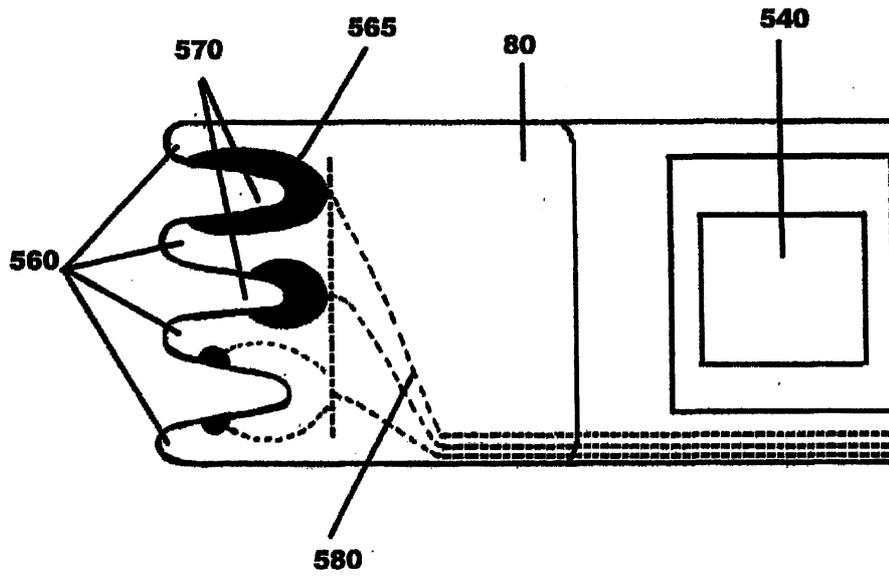
도면4



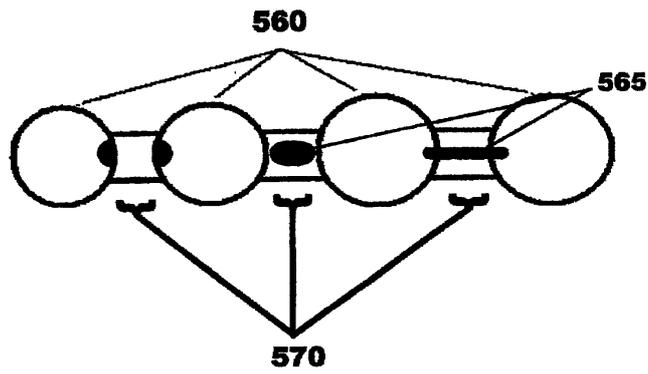
도면5a



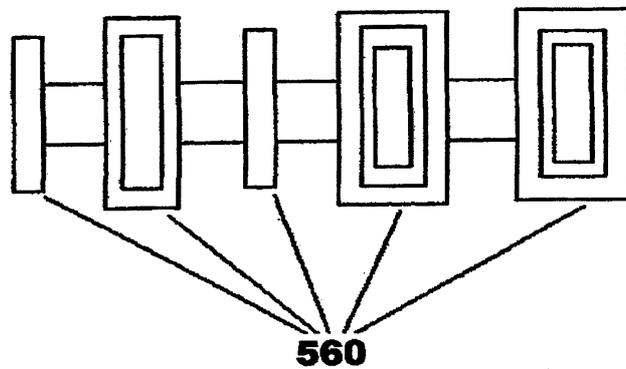
도면5b



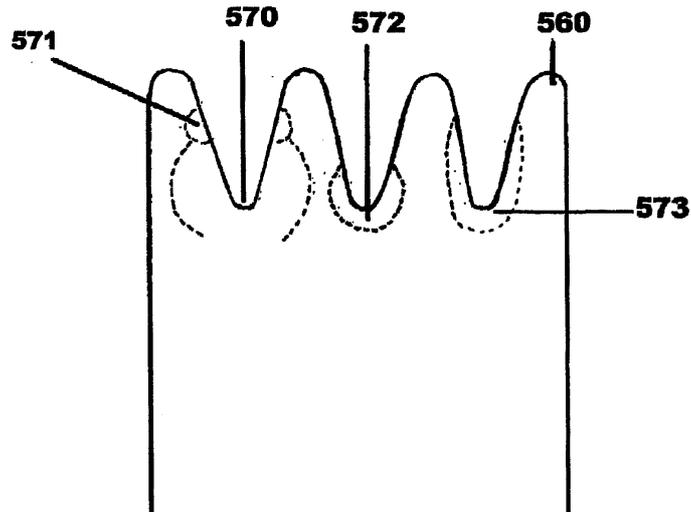
도면5c



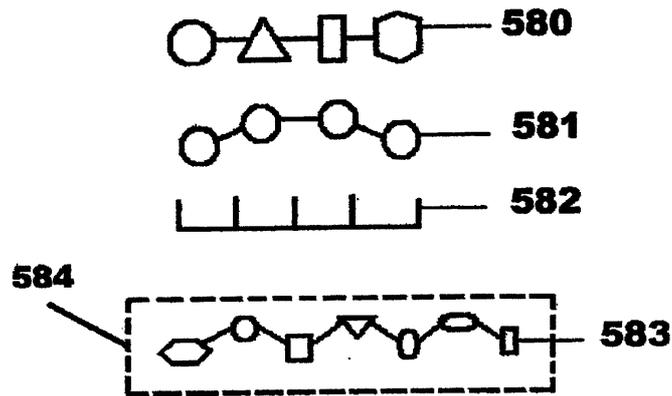
도면5d



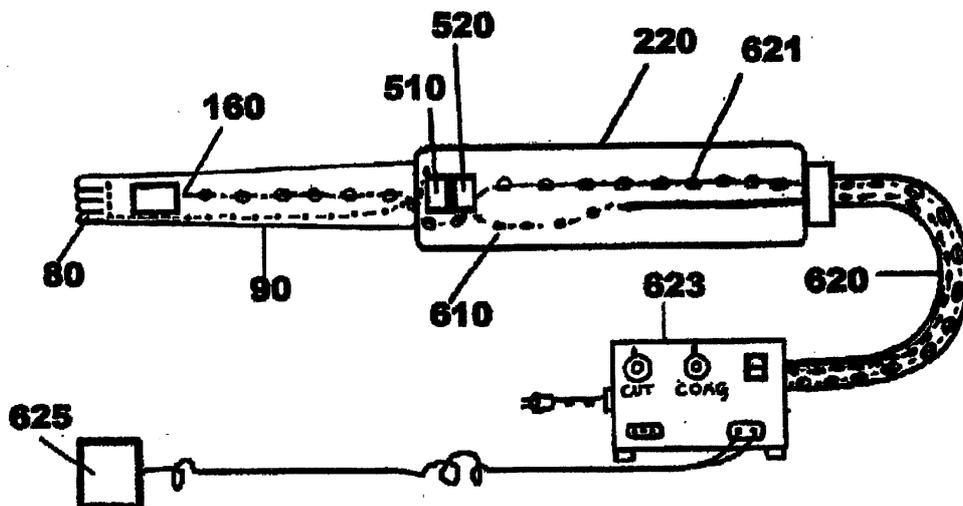
도면5e



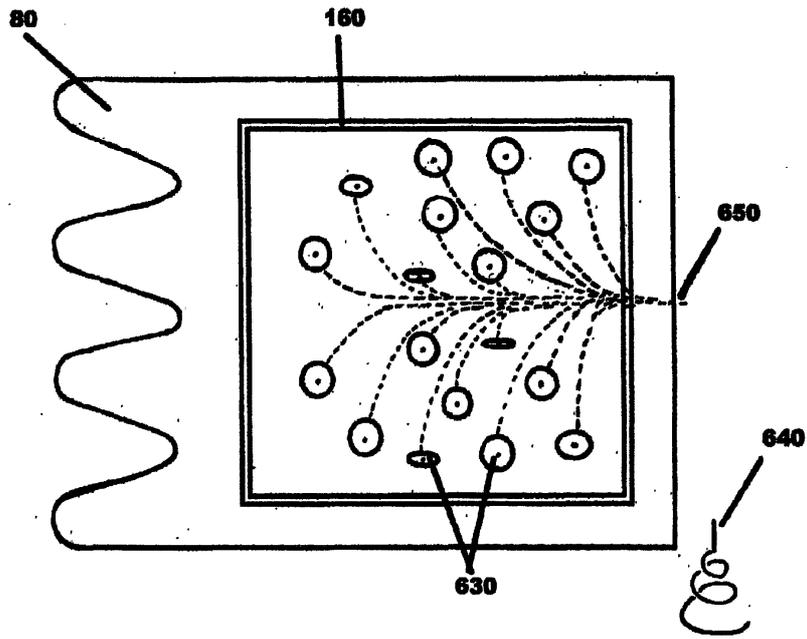
도면5f



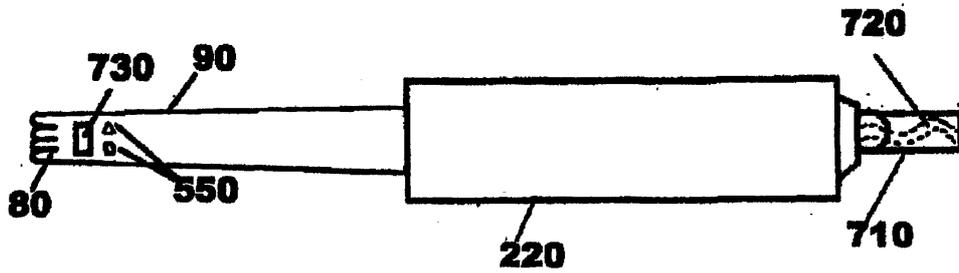
도면6a



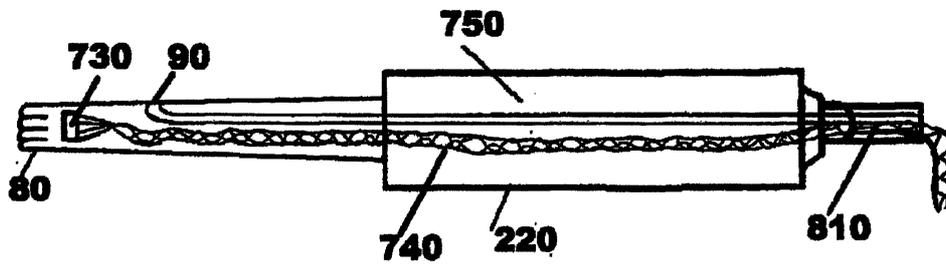
도면6b



도면7



도면8



专利名称(译)	面部组织强化和收紧装置和方法		
公开(公告)号	KR1020070072486A	公开(公告)日	2007-07-04
申请号	KR1020077004481	申请日	2005-07-29
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯保罗J 韦伯的文件夹		
申请(专利权)人(译)	韦伯, 保罗, 我.		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯, 保罗, 我.		
[标]发明人	WEBER PAUL J		
发明人	WEBER, PAUL, J.		
IPC分类号	A61F7/00 A61B17/00 A61B18/00 A61B18/08 A61B18/14 A61B18/18 A61B18/20 A61B18/22 A61N7/02		
CPC分类号	A61B2017/00853 A61B2017/00792 A61B2017/0046 A61B2018/1807 A61B2017/00084 A61B2018/2272 A61B18/201 A61B2018/00017 A61B18/1402 A61B2017/00761 A61N7/022 A61B18/08 A61N2007/0008 A61B18/203 A61B2018/00452		
优先权	10/903325 2004-07-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明公开了一种用于快速并由外科医生使用的装置，并且为了提供均匀的面部组织侧，其中隧道没有任何壁，它没有优化面部提升，以及紧密的核仪器模块和移植传输。该装置包括基本上具有平面尖端的轴。并且包括相关的凹陷定影片段，其中进一步产生相关的突出部分和电压。它确定了设备的向前移动特别是通过纤维纹理和它激活的各种组织侧面引起的收缩。为了改善其他形式和部件的能量是所需的组织变化和收缩，它可以在轴下传递。

