(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2007-0115888
(43) 공개일자 2007년12월06일

(51) Int. Cl.
A61C 1/08 (2006.01) *A61C 1/07* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2007-7018474
(22) 출원일자 2007년08월10일
심사청구일자 없음
번역문제출일자 2007년08월10일
(86) 국제출원번호 PCT/US2006/005610
국제출원일자 2006년02월17일
(87) 국제공개번호 WO 2006/089104
국제공개일자 2006년08월24일
(30) 우선권주장
60/654,306 2005년02월17일 미국(US)

(71) 출원인
디스커스 덴탈 임프레션스 인코포레이티드
미합중국 캘리포니아 90232 컬버 시티 히구에라 스트리트 8550
(72) 발명자
지엠바 스티븐
미합중국 캘리포니아 90232 컬버 시티 히구에라 스트리트 8550디스커스 덴탈 임프레션스 인코포레이티드 나이
(74) 대리인
하상구, 하영욱

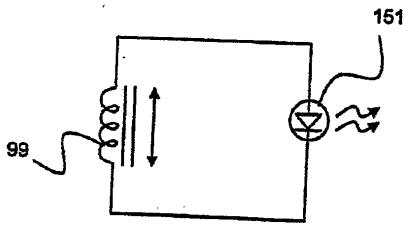
전체 청구항 수 : 총 31 항

(54) 광원을 갖는 초음파 치과용 기구

(57) 요 약

초음파 치과용 인서트는 하나 이상의 광원(101)을 갖는다. 제 1 트랜스듀서(108)는 초음파 진동을 발생시킨다. 접속 본체(103)는 근접 단부 및 팁(102)이 부착된 원심 단부를 갖는다. 근접 단부는 제 1 트랜스듀서(108)에 부착되어 초음파 진동을 그것으로부터 수용하고 원심 단부에 부착된 팁(102)을 향하여 초음파 진동을 전달한다. 제 2 트랜스듀서(99)는 접속 본체(103)에 거의 근접하게 배치되어 초음파 진동에 따라 접속 본체(103)의 일부의 이동에 응하여 전압 신호를 발생시킨다. 자계원을 포함하는 자성체는 인서트에 근접하여 존재한다. 팁(102)에 실질적으로 근접한 하나 이상의 광원(101)은 제 2 트랜스듀서(99)에 접속되고 제 2 트랜스듀서(99)로부터 전압 신호를 수용하여 광을 발생시킨다. 초음파 치과용 인서트는 초음파 진동을 발생시키는 제 1 트랜스듀서(108)에 전자기 에너지를 공급하는 핸드피스로 삽입될 수 있다.

대표도 - 도8



특허청구의 범위

청구항 1

초음파 진동을 발생시키는 제 1 트랜스듀서;

근접 단부 및 팁이 부착된 원심 단부를 갖는 접속 본체로서, 상기 근접 단부가 제 1 트랜스듀서에 부착되어 그것으로부터 초음파 진동을 수용하고 원심 단부에 부착된 팁을 향하여 초음파 진동을 전달하는 접속 본체;

상기 접속 본체에 실질적으로 근접 배치되어 상기 초음파 진동에 따라 접속 본체의 일부의 이동에 응하여 전압 신호를 발생시키는 제 2 트랜스듀서;

상기 접속 본체에 실질적으로 근접한 하나 이상의 자성체; 및

상기 팁에 실질적으로 근접한 하나 이상의 광원으로서, 상기 제 2 트랜스듀서에 접속되고 상기 제 2 트랜스듀서로부터 전압 신호를 수신하여 광을 발생시키는 하나 이상의 광원을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 자성체는 상기 치과용 인서트에 영구히 또는 제거가능하게 부착된 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,

상기 자성체는 상기 접속 본체에 근접한 홀더 내에 포함되는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 자성체는 홀더의 부분에 접착 부착된 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 5

초음파 진동을 발생시키는 제 1 트랜스듀서;

근접 단부와 팁이 부착된 원심 단부를 갖는 접속 본체로서, 상기 근접 단부가 상기 제 1 트랜스듀서에 부착되어 그것으로부터 초음파 진동을 수용하고 상기 원심 단부에 부착된 상기 팁을 향하여 상기 초음파 진동을 전달하며, 상기 접속 본체의 적어도 일부가 영구 자성체를 포함하는 접속 본체;

상기 접속 본체에 실질적으로 근접하게 배치되어 상기 초음파 진동에 따라 상기 접속 본체의 일부의 이동에 응하여 전압 신호를 발생시키는 제 2 트랜스듀서; 및

상기 팁에 실질적으로 근접한 하나 이상의 광원으로서, 상기 제 2 트랜스듀서에 접속되고 상기 제 2 트랜스듀서로부터 상기 전압 신호를 수신하여 광을 발생시키는 하나 이상의 광원을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 자성체는 상기 팁에 근접하여 인서트에 일체로 또는 제거가능하게 부착된 실질적으로 링형상 홀더의 부분을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 7

선행 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 2 트랜스듀서는 상기 접속 본체의 부분을 둘러싼 코일을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 하나 이상의 광원은 코일의 제 1 단부와 코일의 제 2 단부 사이에 접속되는 LED인 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 9

제 7 항 또는 제 8 항에 있어서,

상기 코일의 제 1 단부와 상기 코일의 제 2 단부 사이에 접속되는 제너 다이오드를 더 포함하며, 상기 제너 다이오드는 LED와 교차하는 전압을 소정의 값으로 클램핑하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 10

제 7 항 내지 제 9 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 하나 이상의 광원은 상기 코일의 제 1 단부와 상기 코일의 제 2 단부 사이에서 서로 역 병렬 관계로 접속된 제 1 LED 및 제 2 LED를 포함하며, 상기 제 1 LED와 제 2 LED가 코일에 의해 발생된 전압 신호에 따라 교대로 온되고, 상기 전압 신호는 ac 전압 신호인 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 11

제 1 항 내지 제 10 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 접속 본체의 부분을 감싸는 핸드 그립을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 12

제 7 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 코일은 상기 핸드 그립 내에 적어도 부분적으로 배치된 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 접속 본체의 부분과 둘러싸는 관계로 상기 핸드 그립 내에 적어도 부분적으로 배치된 보빈을 더 포함하고, 상기 코일과 상기 하나 이상의 광원은 상기 보빈에 설치된 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 14

제 10 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 핸드 그립은 적어도 연성부와 강성부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 15

제 11 항에 있어서,

상기 자성체는 상기 핸드 그립 내에 있는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 16

선행 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 트랜스듀서는 자기 변형 타입 또는 압전기 타입 트랜스듀서를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 17

선행 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 자성체는 영구 자석, 희토류 자석, 또는 그 조합을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 18

선행 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 자성체는 고투자율을 갖는 재료를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 19

선행 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 접속 본체에 스냅된 리테이닝 링을 더 포함하며, 상기 보빈은 리테이닝 링에 고정 부착된 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 20

선행 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 팁은 치과용 실러, 파일, 또는 치과용 드릴을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

상기 팁은 광원을 향하여 커브되거나 광원으로부터 떨어져서 커브된 테이퍼부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 22

선행 항 중 어느 한 항에 있어서,

초음파 치과용 인서트를 유지하고, 초음파 진동을 발생시키는 제 1 트랜스듀서에 전기자기 에너지를 제공하는 핸드피스를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 23

제 22 항에 있어서,

상기 핸드 피스는 본체 및 상기 본체에 회전가능하게 결합된 회전가능한 헤드를 갖고, 상기 초음파 치과용 인서트는 회전가능한 헤드에 맞물리는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 인서트.

청구항 24

기계적 에너지를 발생시키는 모터;

워크 팁;

상기 모터와 상기 워크 팁 사이에 배치된 결합 부재로서, 상기 모터로부터 기계적 에너지를 수용하도록 된 결합 부재;

상기 결합 부재에 기계적으로 결합된 전기 발생기로서, 상기 결합 부재로부터 상기 기계적 에너지의 일부를 수용하도록 된 전기 발생기;

상기 전기 발생기에 전기적으로 결합된 제 1 단부를 갖는 도전체;

상기 결합 부재에 거의 근접한 하나 이상의 자성체; 및

상기 전기 도체의 제 2 단부에 전기적으로 결합된 전기 입력을 갖는 하나 이상의 광원을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 기구.

청구항 25

제 24 항에 있어서,

상기 기계적 에너지를 발생시키는 모터는 자기 변형 초음파 트랜스듀서, 또는 압전 초음파 트랜스듀서를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 기구.

청구항 26

제 24 항 또는 제 25 항에 있어서,

상기 자성체는 상기 기구에 영구히 또는 제거가능하게 부착되는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 기구.

청구항 27

제 24 항 내지 제 26 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 자성체는 영구 자석, 희토류 자석 또는 그 조합을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 기구.

청구항 28

제 24 항 내지 제 27 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 자성체는 고투자율을 갖는 재료를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 기구.

청구항 29

제 24 항 내지 제 28 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 결합 부재의 적어도 일부를 감싸는 핸드 그립을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 기구.

청구항 30

제 29 항에 있어서,

상기 자성체는 상기 핸드 그립 내에 있는 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 기구.

청구항 31

제 24 항 내지 제 30 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 자성체는 상기 결합 부재에 근접한 홀더 내에 포함된 것을 특징으로 하는 초음파 치과용 기구.

명 세 서

기 술 분 야

<1> 본 출원은 명칭이 "광원을 갖는 초음파 치과용 기구"인 2005년 2월 17일 출원된 미국 특허 출원 제60/654,306호의 이익을 청구하고, 그 내용은 여기에 참조로 포함되어 있다.

<2> 본 발명은 초음파 치과용 기구, 특히 광원을 갖는 초음파 치과용 기구에 관한 것이다.

배 경 기 술

<3> 치과 전문의들은 스케일링, 치근막의 치료, 근관 치료법, 기타 등등의 치아의 치료 및 처치를 위하여 초음파 치과용 기구를 사용한다. 초음파 치과용 기구는 전형적으로 케이블을 통하여 일단부(즉, 근접 단부)에서 전기적 에너지원 및 유체원에 결합된 핸드피스(handpiece)를 포함한다. 케이블은 유체(예컨대, 물)를 제공하는 호스 및 전기적 에너지를 제공하는 도체를 포함한다.

<4> 핸드피스의 타단부(즉, 원심 단부)는 교환가능한 인서트와 이 인서트에 유지되는 트랜스듀서(예컨대, 자기 변형 트랜스듀서)를 수용하도록 된 개구부를 갖는다. 트랜스듀서는 인서트의 근접 단부로부터 핸드피스의 공동 내부로 연장된다. 초음파 진동 팁(tip)은 인서트의 원심 단부로부터 연장된다.

<5> 환자의 구강은 작업하기에 작은 공간이므로, 최상의 상태하에서 구강의 모든 영역을 제대로 보는 것은 흔히 어렵다. 치과 전문의가 작업 영역을 명확히 볼 수 없을 때, 고통을 수반하는 실수가 더 많이 발생한다. 초음파 주

파수에서 진동하는 흔히 날카로운 기구는 연조직(잇몸 조직 등)을 상당히 손상시켜 출혈과 고통을 발생시킬 수 있다.

<6> 치과 전문의가 환자의 구강내에서 초음파 치과용 기구를 사용하는 동안, 작업 영역에 다가오는 크고 초점이 갖추어진 램프는 치과 전문의가 구강 내의 한정된 공간에서 작업하기 위하여 환자쪽으로 가깝게 기댈 때 흔히 어두워진다. 갑작스럽게 어두워진 영역은 정확히 작업하기에 더 어렵다. 작은 실수와 상해가 생길 수 있다.

<7> 따라서, 작업 영역(즉, 환자의 구강)으로 직접 광을 가져올 수 있는 초음파 치과용 기구를 제공하는 것이 바람직하다. 현재의 초음파 치과용 기구에 이미 사용된 에너지원을 이용하여 상기 광이 제공될 수 있다면, 회로의 복잡성과 에너지의 요구가 감소될 수 있다.

발명의 상세한 설명

<8> 본 발명은 하나 이상의 광원과 사용시 광원으로부터 출력광의 밝기를 증가시키고/또는 유지하는 하나 이상의 자성체를 거의 근접하여 갖는 초음파 치과용 인서트에 관한 것이다. 치과용 인서트는 초음파 진동을 발생시키는 제 1 트랜스듀서 및 근접 단부와 원심 단부를 갖는 접속 본체를 포함한다. 원심 단부는 그것에 부착된 팁을 갖는다. 근접 단부는 제 1 트랜스듀서에 부착되어 그것으로부터 초음파 진동을 수용하고 원심 단부에 부착된 팁을 향하여 초음파 진동을 전달한다. 또한, 초음파 치과용 인서트는 광원을 갖는 초음파 치과용 기구를 형성하기 위해 핸드 그립부를 포함할 수 있고 초음파 진동을 발생시키는 제 1 트랜스듀서로 전기자기 에너지를 제공하는 핸드피스로 삽입될 수 있다.

<9> 전형적인 실시예에 있어서, 제 2 트랜스듀서는 예컨대, 접속 본체에 근접한 인서트상에 배치되어, 초음파 진동에 따라 접속 본체의 일부의 이동에 응하여 전압 신호를 발생시킬 수 있다. 팁에 거의 근접한 하나 이상의 광원은 제 2 트랜스듀서에 접속되고 제 2 트랜스듀서로부터 전압 신호를 수용하여 광을 발생시킨다. 치과용 인서트 및/또는 핸드피스는 사용시 광원으로부터 출력광의 밝기를 초기화하며, 복구하고, 증가시키고/또는 유지하는 자성체 또는 자기원을 거의 근접하여 포함한다.

<10> 자성체 또는 자기원, 예컨대, 자석은 인서트의 동작 동안 접속 본체가 전기자기장을 발생시키기 위해서 금속 접속 본체의 적절한 자기화를 초기화하고/또는 복구하는데 사용될 수 있다.

<11> 하나의 실시예에서, 자성체는 적당한 홀더 내에 배치되어 인서트와 팁의 동작 동안 접속 본체가 전기자기장을 발생시키도록 인서트와 팁을 자기화하거나 재자기화하는데 사용될 수 있다.

<12> 다른 실시예에서, 자성체 또는 자기원은 인서트 및/또는 접속 본체의 적어도 일부를 형성하는데 사용될 수 있다.

<13> 또 다른 실시예에서, 자석과 같은 자성체 또는 자기원은 인서트의 핸드 그립 부분에 배치되어 자기화하자마자 접속 본체가 열 또는 물리적 쇼크에 노출된 후조차 최적의 방법으로 그것의 자기 성분을 유지할 수 있다.

<14> 또한, 본 발명은 핸드 그립부를 갖는 핸드피스로 삽입된 초음파 치과용 인서트를 포함하는 초음파 치과용 기구에 관한 것이다. 초음파 치과용 인서트는 초음파 진동을 발생시키는 제 1 트랜스듀서 및 근접 단부와 그곳에 부착된 팁을 갖는 원심 단부를 갖는 접속 본체를 포함한다. 근접 단부는 제 1 트랜스듀서에 부착되어 그곳으로부터 초음파 진동을 수용하고 원심 단부에 부착된 팁을 향하여 초음파 진동을 전달한다.

<15> 예컨대, 제 2 트랜스듀서는 접속 본체에 근접한 인서트상에 배치되어 초음파 진동에 따라 접속 본체의 일부의 이동에 응하여 전압 신호를 발생시킬 수 있다. 팁에 거의 근접한 하나 이상의 광원은 광을 발생시키는 제 2 트랜스듀서로부터 전압 신호를 수용하기 위해서 연결될 수 있다.

<16> 자성체 또는 자기원은 사용시 광원으로부터 출력광의 밝기를 증가시키고/또는 유지하는 치과용 인서트에 거의 근접하여 배치될 수 있다. 또한, 자성체 또는 자기원, 예컨대, 영구 자석은 인서트의 동작 동안 접속 본체가 전기자기장을 발생시키기 위해서 금속 접속 본체의 적절한 자기화를 초기화하고 복구하도록 사용될 수 있다.

<17> 하나의 실시예에서, 영구 자석과 같은 자성체 또는 자기원은 적절한 홀더 내에 배치되어 인서트와 팁을 자기화하거나 재자기화하도록 사용되어 인서트와 팁의 동작 동안 접속 본체가 전기자기장을 발생시키도록 한다.

<18> 다른 실시예에서, 자성체 또는 자기원은 인서트 및/또는 접속 본체의 적어도 일부를 형성하도록 사용될 수 있다.

<19> 또 다른 실시예에서, 자석과 같은 자성체 또는 자기원은 핸드피스에 배치되어 자기화하자마자 접속 본체가 열

또는 물리적 쇼크에 노출 후조차 최적의 방법으로 그것의 자기 성분을 유지하도록 한다.

<20> 또한, 본 발명은 모터, 작업 팁, 및 상기 모터와 상기 작업 팁 사이에 배치된 결합 부재를 포함하는 초음파 치과용 인서트에 관한 것이며, 상기 결합 부재는 상기 모터로부터 기계적 에너지를 수용하도록 적합화된다. 전기 발생기는 상기 결합 부재에 기계적으로 결합될 수 있고, 상기 전기 발생기는 상기 결합 부재로부터 상기 기계적 에너지의 일부를 수용하도록 적합화된다. 도전체는 상기 전기 발생기에 전기적으로 결합된 제 1 단부를 갖는다. 하나 이상의 광원은 상기 도전체의 제 2 단부에 전기적으로 결합된 전기적 입력을 갖는다.

<21> 하나의 실시예에서, 모터는 자기 변형 트랜스듀서일 수 있다. 다른 실시예에서, 모터는 압전기 트랜스듀서일 수 있다.

<22> 치과용 인서트는 사용시 광원으로부터 출력광의 밝기를 증가시키고/또는 유지하는 자성체 또는 자기원을 거의 근접하여 포함할 수 있다. 자성체 또는 자기원, 예컨대, 자석은 결합 부재가 인서트의 동작 동안 전기자기장을 발생시키도록 하는 결합 부재의 적절한 자기화를 초기화하고 복구하도록 사용될 수 있다.

<23> 하나의 실시예에서, 자성체 또는 자기원은 적절한 홀더 내에 배치되어 인서트와 팁을 자기화하거나 재자기화하도록 사용되어 인서트와 팁의 동작 동안 결합 부재가 전기자기장을 발생시키도록 한다.

<24> 다른 실시예에서, 자성체는 인서트 및/또는 결합 부재의 적어도 일부를 형성하도록 사용될 수 있다.

<25> 또 다른 실시예에서, 치과용 인서트는 핸드 그립을 포함하고, 자석과 같은 자성체는 인서트의 핸드 그립부에 배치되어 자기화하자마자 접속 본체가 열 또는 물리적 쇼크에 노출 후조차 최적의 방법으로 그것의 자기 성분을 유지할 수 있다.

<26> 본 발명의 하나의 양상에서, 전압 조절 장치는 전기적 에너지 입력을 하나 이상의 광원으로 변조하여 상기 광원에 입력 전압 변동을 최소화하도록 사용될 수 있다. 하나의 양상에서, 전압 조절 장치는 특정치에서 입력 전압을 클램핑하는 제너 다이오드를 포함하여 변동을 최소화할 수 있다.

<27> 본 발명의 이들 및 다른 양상은 첨부 도면과 함께 하기의 상세한 설명을 참조하여 이해될 수 있다.

실 시 예

<52> 이하 설명된 상세한 설명은 본 발명의 양상에 따른 현재의 예시적인 실시예의 설명으로 생각되고 본 발명이 마련되거나 사용될 수 있는 유일한 형태를 나타내도록 생각되지 않는다. 그러나, 동일하거나 동등한 기능과 특징이 본 발명의 기질과 범위 내에 포함되도록 생각되는 다른 실시예에 의해 달성될 수 있음이 이해될 것이다.

<53> 다르게 규정되지 않는다면, 여기에 사용된 모든 기술적이고 과학적인 용어는 본 발명이 속하는 당업자에게 통상 이해되는 바와 같이 동일한 의미를 가진다. 이하 설명된 것과 유사하거나 동등한 어떤 방법, 장치 및 재료가 본 발명의 실시 또는 실험에서 사용되더라도 예시적인 방법, 장치 및 재료는 이제 설명될 것이다.

<54> 본 발명의 전형적인 실시예에서, 초음파 치과용 인서트는 치과 전문의가 치아에 기구를 적용하면서 작업장상에 광을 쪼이는 것을 가능하게 하는 반도체 발광 소자와 같은 하나 이상의 일체화된 광원; 고체 상태 LED인 발광 다이오드(LED)와 같은 발광 칩; 가시적인 발광 다이오드(VLED); LED 어레이; 등을 가진다. 치과용 인서트는 접속 본체의 적절한 자기화를 초기화하는 단계, 복구하는 단계, 증가시키는 단계 및/또는 유지하는 단계를 위한 인서트 및/또는 접속 본체에 거의 근접하여 자성체 또는 자기원을 포함한다. 이는 차례로 사용시 LED로부터 출력광의 밝기를 초기화하는 단계, 복구하는 단계, 증가시키는 단계 및/또는 유지하는 단계로 진행된다. 하나의 양상에서, 일체화된 광원은 부피적으로 작을 수 있어서 인서트로 용이하게 일체화될 수 있다.

<55> 광원은 이미 이용가능한 초음파 진동 에너지에 의해 에너자이징되어서 에너지의 추가적인 에너지원이 불필요하다. 예로서, 조명 에너지 코일 등의 트랜스듀서 및/또는 조명 에너지 코일을 포함하는 트랜스듀서가 제공되고 광원에 부착되어, 광원은 트랜스듀서에 의해 변환된 진동 에너지를 이용하여 에너자이징된다. 예로서, 제 1 트랜스듀서는 초음파 진동을 발생시키도록 사용된다. 이는 접속 본체가 인서트의 동작 동안 전기자기장을 발생키도록 신속히 이동하게 한다. 치과용 인서트의 접속 본체가 신속히 이동됨에 따라, 교류(ac) 전압은 조명 에너지 코일에서 발생되고, 상기 조명 에너지 코일은 발광 에너지를 제공하기 위하여 광원(예컨대, 발광 다이오드(LED))에 직렬 접속된다. 다른 실시예에서, 진동 에너지를 발광 에너지로 변환하기 위한 어떤 다른 적절한 트랜스듀서가 이용될 수 있다. 여기서 사용되는 용어"광원"은 하나 이상의 광원을 포함할 수 있다.

<56> 도 1은 케이블(12)을 통하여 전기적 에너지 및 유체원(14)에 부착된 초음파 치과용 기구(10)를 포함하는 초음파 치과용 유닛을 예시한다. 케이블(12)은 전기 신호를 전기적 에너지 및 유체원(14)으로부터 초음파 치과용 기구

(10)로 보내기 위한 와어이뿐만 아니라 유체를 보내기 위한 도관을 포함한다. 초음파 치과용 기구(10)는 핸드피스(200) 및 이 핸드피스(200)로 삽입된 인서트(100)를 포함한다. 인서트(100)는 하우징(104)을 포함하고 또한, 그 일부는 예컨대, 104로 표시된 핸드 그립으로 사용될 수 있다. 인서트(100)는, 이하 도 2 또는 도 3에 예시된 바와 같이, 수밀봉을 형성하도록 핸드피스(200)의 내면에 대향하여 맞물리고 프레스하기 위해 그것에 설치된 O-링(106)을 가질 수 있다.

<57> 도 1에서는 광원(101)이 그 원심 단부 근처의 인서트(100)와 일체화되어 있고 팁(102)에 거의 근접한 것을 볼 수 있다. 다른 실시예에서, 복수의 광원(101)은 원심 단부 근방의 인서트와 일체화되어 있다. 다른 실시예에서, 광원(101)은 2 이상의 광[도 10에 도시된 LED(151 및 161)와 같이]을 포함할 수 있다. 또 다른 실시예에서, 광원(101)은 인서트(100)와 함께 일체화될 수 없지만, 그 대신에 인서트(100) 및/또는 핸드 그립(104)에 비일체로 부착될 수 있거나, 하나의 광원(101)만이 인서트(100)와 일체화되고 추가적인 것들은 그렇지 않다.

<58> 이제 도 2 및 도 3을 참조하면, 치과용 인서트(100)는 그 원심 단부에 있는 팁(102) 및 그 근접 단부에 있는 초음파 트랜스듀서(108)를 포함한다. 팁(102)은 접속 본체(103)를 통하여 트랜스듀서(108)에 결합되고, 이는 샤프트의 형태를 가질 수 있다. 팁(102)은 접속 본체(103)에 제거가능하게 부착될 수 있어, 팁은 소망의 적용에 따라 교체될 수 있다. 또한, 팁(102)은 제거될 때, 처분되거나 증기 멸균될 수 있고, 또는 그렇지 않으면, 초음파 치과용 인서트의 나머지 부분으로부터 그것을 분리한 후, 소독될 수 있다. 예컨대, 팁(102)은 GE 플라스틱으로부터 모두 이용가능한 비결정질의 가소성 폴리에테르이미드인 ULTEM® 또는 폴리카보네이트와 폴리부틸렌테레프탈레이트의 복합재인 Xenoy® 수지 또는 폴리카보네이트와 이소프탈레이트 테레프탈레이트 레조르시놀 수지의 공중합체인 Lexan® 플라스틱, 또는 어떤 다른 적절한 수지 플라스틱이나 복합재 등의 고온 플라스틱을 이용하여 제조될 수 있다. 또한, 팁은 스테인레스 스틸 등의 금속 또는 금속 합금으로 제조될 수 있다. 여기서 사용된 용어 "플라스틱"은 일반적으로 수지 등의 합성 폴리머 재료를 나타낸다.

<59> 또한, 팁(102)은 스테인리스 강철과 같은 금속 또는 금속 합금으로 이루어질 수 있으며, 이는 팁이 인서트(100)에 영구적으로 부착될 때 특히 적절할 수 있다. 부착 방법은 납땜, 용접과 같은 어떤 제거 불가능한 부착을 포함하거나 또한, 팁(102)은 접속 본체(103)와 떨어져 일체적으로 형성될 수 있다.

<60> 접속 본체(103)는 초음파 진동을 전달하기 위해 적절한 스테인레스 강철 또는 금속 등의 재료로 제조된다. 접속 본체는 트랜스듀서(108)에 의해 발생된 초음파 진동을 팁(102)에 전달하는데 이용된다. 트랜스듀서(108)는 예컨대, 납땜, 용접, 레이저 용접 및/또는 어떤 다른 적절한 방법에 의해 접속 본체(103)에 부착될 수 있다. 예컨대, 접속 본체(103)와 트랜스듀서(108)간의 조인트는 납땜 화합물을 이용하여 형성된 납땜 조인트일 수 있으며, 상기 납땜 화합물은 무카드뮴 은 땜납 및 고온 땜납 용제를 포함한다.

<61> 또한, 접속 본체의 적어도 일부를 둘러싸는 조명 에너지 코일에서 전압을 발생시키기 위해 접속 본체(103)가 사용될 때, 접속 본체(103)는 투자율, 바람직하게는 우수한 투자율을 갖는 재료로 제조되는 것이 바람직하다. 예로서, 17-4 PH 스테인레스 강철은 초음파 진동의 전달에 적절하고 게다가 약간의 자성을 갖는다. 따라서, 17-4 PH 스테인레스 강철로 형성된 접속 본체는 조명 에너지 보빈(126)에 설치되어 있는 조명 에너지 코일 내에서 신속히(예컨대, 25 ㎑ 또는 더 빠른) 이동됨으로써 조명 에너지 코일상에서 ac 전압을 발생시킨다. 조명 에너지 보빈(126)의 단부만이 도 2 및 도 3에 도시되어 있을지라도, 조명 에너지 보빈(126)은 도 6 및 7을 참조하여 논의하게 될 바와 같이 설명된 실시예에서 실제로 접속 본체(103)의 많은 부분을 감싼다.

<62> 하나의 실시예에서, 접속 본체(103)에는 스테인리스 강철 또는 다른 금속과 같은 금속으로도 이루어질 수 있는 환상의 리테이닝 링(111)이 설치된다. 리테이닝 링(111)은 포스-피트(force-fit) 관계로 접속 본체(103)의 대응하는 부분을 수용하기 위해 형성된 일반적으로 원통형 캐비티, 또는 이하 논의될 접속의 다른 타입을 가지는 접속부(113)를 갖는다.

<63> 이제 도 4 및 도 5를 참조하면, 팁은 연장 테이퍼부(115) 및 원통형 인터페이스부(114)("베이스")를 갖는다. 인터페이스부(114)는, 이하 논의되는 바와 같이, 인서트(100)로 팁(102)을 제거가능하게 접속하거나 비접속하기 위해 적합화될 수 있다. 도 5에 도시된 바와 같이, 테이퍼부(115)는 어느 정도로 만곡되어 있다. 테이퍼부(115)는 직경이 인터페이스부(114)("근접 단부")와 접촉하는 단부에서 팁의 타단부("원심 단부")까지 점차 감소되는 원형의 단면을 갖는다. 원심 단부는 치아의 처치 동작 동안 환자의 잇몸/치아에 적용된다. 테이퍼부(115)의 만곡의 정도는 치아의 처치시에 치과용 기구(10)의 처리 동안 치아상에 팁(102)의 기능을 더 잘 이용하도록 선택된다.

<64> 하나의 실시예에서, 테이퍼부(115)의 만곡은 광원(101)을 향하여 즉, 인서트(100)의 우측을 향하게 된다. 다른

실시예에서, 테이퍼부(115)의 만곡은 광원으로부터 멀어지는 즉, 인서트(100)의 좌측을 향하게 된다.

<65> 도 4에 도시된 바와 같이, 원통형 인터페이스부(114)는 인서트(100)의 축 방향으로 형성된 선형 홈(110)을 갖는다. 조명 에너지 보빈(126)을 통하여 이동하는 유체는 상기 실시예에서 팁(102)의 원심 단부를 향하여 형성된 선형 홈(110)을 통하여 배출된다. 이 실시예는 팁(102)의 측면도를 도시하는 도 5의 실시예의 사시도이다.

<66> 다른 실시예에서, 도 6C에 예시한 바와 같이, 인서트(100)는 예컨대, 분리 튜브 또는 파이프의 형태로 팁(102)으로 물을 전달하는 외부 플로우 튜브 또는 파이프(102a)를 포함한다. 튜브(102a)는 스패터링(spattering)을 감소시키고 팁(102)상에 유체의 부착 코트를 제조하기 위해 그러한 방법으로 배치된다. 외부 플로우 튜브(102a)는 인서트(100) 내부의 유체실과 연결되는 내부 플로우 채널(102b)을 통하여 물이 공급될 수 있다.

<67> 다른 실시예에서, 팁(102)은 유체가 인서트(100)를 배출하는 것을 가능하게 하기 위해 원심 단부를 향하여 개구를 갖고, 이 예는 도 3A 또는 6D에 도시된다. 본 실시예에서, 팁(102)은 처치되는 구강의 영역에 물 또는 다른 유체를 공급하기 위해 작은 통로(117)를 갖는다.

<68> 도 6D에서, 인서트 팁(102)은 그 내부의 상당한 길이를 통하는 작은 루멘 또는 통로(117)와 같은 내부 플로우 채널(117)을 이용할 수 있으며, 이는 인터페이스부(114)에 관하여 인서트(100) 내에 내부 유체실로부터 물을 수용하고 작업 영역으로 그것을 전달하는 개구(119)에서 팁(102)을 배출한다.

<69> 개구(119)는 팁(102)의 중심축으로부터 편심되게 오프셋되어 통로(117)는 팁(102)의 중심축에 상당히 평행하지만 상기 축으로부터 원심 단부를 향하여 배치된다. 다른 예에서, 인서트(100)는 완전히 전체 길이를 연장하는 작은 통로(117)를 갖는 그 팁(102)의 단부에 개구를 가질 수 있어서, 물 또는 다른 액체가 팁(102)의 타입 또는 기능에 의존하는 원심점에서 팁(102)을 배출할 수 있다.

<70> 다른 실시예에서, 도 3C 및 도 3D에 예시된 바와 같이, 슬리브(102c)는 인서트(100)에 대해 그립면을 제공하도록 접속 본체(103)의 일부를 상당히 감싸고 있다. 접속 본체(103)는 팁(102)에 감소된 직경 가까이의 연장된 영역을 포함하고, 슬리브(102c)는 접속 본체(103)의 감소된 직경 영역 주위에 배치되어 영역을 상당히 채우며 팁(102)의 일부 이상을 커버할 수 있고, 작은 채널이 물이 팁을 통과하도록 배출되는 방법으로 팁(102)에 걸쳐 끼워지고 팁을 향하여 가이드될 수 있다.

<71> 슬리브(102c)는 예컨대, 긴 엘라스토머 튜브부로 형성되고, 또한 인서트(100)의 처치에 의해 발생된 소음을 완충하도록 작용될 수 있다. 엘라스토머 재료는 성분 또는 핸드 그립에 대해 이하 설명된 재료 중 어느 것을 완충하는 좋은 진동을 갖는 이소 옥틸아크릴산염과 같은 아크릴 산/아크릴 에스테르 공중합체를 포함한다. 또한, 이 재료 중 몇 개는 참조될 수 있는 내용인 미국 제5,118,562호에 기재되어 있고, 그 내용은 여기에 참조로 포함되어 있다.

<72> 또한, 구강으로 유체를 가하기 위한 개구는, 상술한 바와 같이, 보빈(126) 또는 이하 더 논의된 바와 같이 핸드 그립(104)상에 대신 형성될 수 있다.

<73> 팁(102)은 치석 제거기, 치내 치료 치과용 파일, 드릴, 또는 다른 치주의 치료에 유용한 것들의 형태일 수 있다. 또한, 팁은, 상술한 바와 같이, 금속 또는 플라스틱으로 제조될 수 있다. 그들 중 몇몇은 유체 및/또는 공기의 전달 능력을 가질 수 있다.

<74> 팁(102)은, 이미 언급된 바와 같이, 접속 본체(103)와 단일 일체화됨으로써 형성될 수 있다. 다른 실시예에서, 팁(102)은 접속 본체(103)상에 형성된 스레드 개구를 맞물리는 스레드부를 인터페이스부(114)에 부착할 수 있다. 이는 도 6B에 도시된다.

<75> 도 6B의 초음파 치과용 인서트는 팁(102')이 접속 본체(103')의 원심 단부에 형성된 스레드 수용부("맞물림부" 또는 "스레드탭")(119')를 맞물리게 하는 스레드부(109')를 인터페이스부(114')에 부착시키는 것을 제외하고 도 6A의 초음파 치과용 인서트와 거의 같다. 그러한 스레드 맞물림(119')을 사용하여, 팁(102')은 제거가능하게 제조될 수 있다. 그러한 제거가능성은 팁(102)이 단일 환자 사용 후에 교체되는 버릴 수 있는 팁(102')이 되도록 할 수 있다. 여전히 다른 실시예에서, 또한 제거가능한 팁은 연결 본체(103')상에 대응하는 개구로 적합하게 압력이 가해질 수 있다.

<76> 6B에 도시된 바와 같이, 교체가능한 팁(102')은 금속(예컨대, 스테인레스 스틸) 또는 플라스틱(예컨대, ULTEM®)으로 제조될 수 있다. 팁(102')은 매우 작은 직경을 가지므로 너무 많은 초음파 진동이 그것에 가해지면 손상을 받기 쉽다. 반면에, 충분한 진동이 가해지면 초음파 치과용 기구는 효과적으로 작동하지 않을 수 있다. 따라서, 접속 본체(103') 및 팁(102')은 적당한 진동 레벨이 팁에 가해지도록 설계될 수 있다. 플라스틱 팁

은 금속 팁보다 더 파손되기 쉬우므로 충격 흡수 메카니즘이 도 3C 및 3D에 관계된 상술한 엘라스토머 슬리브(102c)와 같은 플라스틱 팁, 또는 이하 설명되는 O-링(140' 및 142')에 대한 충격을 줄이기 위해 접속 본체상에서 사용된다.

<77> 하나의 실시예에서, 접속 본체(103')는, 도 6B에 도시된 바와 같이, 팁(102')에 나사 모양으로 한 스레드탭(119')을 그곳에 형성했다. 단어 "탭"은 스레드부(109')와 맞물리는 접속 본체(103')의 원심 단부에 형성된 스레드 개구로 이하 칭할 것이다. 스레드부(109')는 스레드 탭(119')의 내면에 대응하는 스레드와 맞물려서 팁(102')은 접속 본체(103')에 의해 수용된다.

<78> 접속 본체(103')에는 O-링(140' 및 142')을 각각 안착시키기 위한 스레드 탭(119')을 둘러싸는 한 쌍의 홈(141' 및 143')을 형성한다. O-링은 충격을 흡수하여 팁에 의해 "느껴지는" 진동이 감소됨으로써(즉, 완충됨), 플라스틱 팁을 파손시키는 가능성이 줄어든다. 다른 실시예에서, 접속 본체는 충격 흡수 목적으로 설치된 단지 하나 또는 2 이상의 O-링을 가질 수 있다. 또 다른 실시예에서, 스레드부는 인터페이스부의 직경과 거의 같은 직경을 가질 수 있고, 스레드 탭부의 직경은 스레드부를 수용하도록 상응하여 더 클 수 있다.

<79> 하나의 실시예에서, 접속 본체(103 또는 103')는 환상 링(111)을 그것에 장착했으며, 또한 그것은 이하 더 논의된 바와 같이, 스테인리스 강철과 같은 금속으로 이루어진다.

<80> 하우징 또는 핸드 그립(104)은 고온 수지로 이루어질 수 있다. 예컨대, 핸드 그립(104)은 Monsanto Company로부터 이용가능한 SANTOPRENE®, 폴리염화비닐 중합체, 폴리우레탄 발포제 또는 엘라스토머, 폴리아미드, 천연 또는 합성 고무, 예컨대, 엘라스토머 재료와 같은 열가소성 엘라스토머를 사용하여 제조되지만, 스티렌 부타디인 고무 또는 스티렌 이소프렌 고무, EPDM(에틸렌 프로필렌 디인 모노머) 고무, 니트릴(아크릴로니트릴 부타디인) 고무 등과 같은 Kraton Polymers로부터 이용가능한 다양한 공중합체 또는 블록 공중합체(Kratons®), 또는 몇개의 팁의 구성에 사용된 것, 또는 성형가능한 어느 다른 적합한 재료에 제한되는 것은 아니다. 하나의 실시예에서, 핸드 그립(104)은 하나의 피스로 될 수 있다. 다른 실시예에서, 도 2a에 도시된 바와 같이, 핸드 그립(104)은 다수의 부 예컨대, 3개의 부, 다른 재료의 가운데부(104b)에 의해 분리된 하나의 재료의 근접 단부(104a) 및 원심 단부(104c)로 되어 있을 수 있다. 하나의 양상에서, 3개의 부는 색깔만 다르다. 다른 양상에서, 3개의 부는 강도와 연도가 다르다. 또 다른 양상에서, 3개의 부는 직경 또는 원주 길이가 다르다. 부들은 형성 후에 함께 성형되거나 부착될 수 있다.

<81> 하나의 실시예에서, 핸드 그립(104)은 조명 에너지 보빈(126)을 통해 접속 본체(103)상에 조명 에너지 코일(99)[이하 더 논의될]과 광원(101)을 설치한 후에 사출 성형을 통해 형성될 수 있다.

<82> 다른 실시예에서, 핸드 그립(104)은 원피스 핸드 그립일 수 있으며, 원피스 핸드 그립은 접속 본체(103)와 둘러싸는 관계를 갖는 조명 에너지 보빈(126)상에 설치되어 조명 에너지 보빈(126)을 통하여 그것을 슬라이딩시킨다. 또 다른 실시예에서, 멀티 피스 핸드 그립이 이용될 수 있다. 예로서, 투피스 핸드 그립은 조명 에너지 보빈(126)을 통하여 함께 초음파 용접될 수 있다. 원피스 또는 투피스 핸드 그립은 예컨대, 상술한 바와 같이, ULTEM®, SANTOPRENE®, Xenoy® 또는 Lexan® 또는 다른 적절한 수지 플라스틱으로 제조될 수 있다.

<83> 핸드 그립(104)은 일반적으로 원통형 형상을 갖고, 적소에 광원을 확보하기 위해 조명 에너지 보빈(126) 및 접속 본체(103)를 통하여 끼워 맞추어진다[예컨대, 조명 에너지 보빈(126)상에서 직접 사출 성형하는 것을 통하여]. 또한, 핸드 그립(104)은 광원(101)(예컨대, LED)이 배치되는 단부에서의 일측에 약간의 돌출부(98)를 갖는다. 다른 실시예에서, 리테이닝 링(111)은, 이하 더 논의되는 바와 같이, 이용될 수 없다. 또한, 핸드 그립(104)의 다른 실시예는 이하 상세히 더 설명된다.

<84> 하나의 실시예에서, 미소 돌출부(98)의 타측상에서의 그 외부면을 따라, 핸드 그립(104)은 외형을 갖고 치과 전문의가 용이하게 잡을 수 있는 약간의 오목 영역(107)을 갖는다. 또한, 핸드 그립(104)에는 치과 전문의가 장치를 더 용이하게 잡도록 그 외부면상에 복수의 범프(bump)(105)(즉, 도 2에 도시된 바와 같은 스트라이프 돌출부)가 형성되어 있다. 몇몇은 심지어 인체 공학적으로 설계될 수 있다. 상기 실시예에서, 상술한 바와 같이 선형 홈(예컨대, 통로)(110)은 환자의 잇몸 또는 치아에 공기 및/또는 유체(예컨대, 물)를 전달하기 위해 팁(102)에 형성된다.

<85> 핸드 그립의 더 상세한 사항은 명칭이 "핸드 그립을 갖는 치과용 기구"인 미국 특허 제2005/0142515호 A1에서 찾을 수 있으며, 그 내용은 여기에 참조로 포함되어 있다.

<86> 도 2 및 도 3에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서(108)는 예컨대, 서로에 대하여 병렬로 배열된 니켈 박판의 스택

(stack)을 포함한다. 트랜스듀서(108)는 예컨대, 치과용 기구에서 초음파 진동을 발생시키므로 트랜스듀서(108)는 또한 모터로서 언급될 수 있다. 일실시예에서, 니켈 박판은 16개의 적층 니켈 합금 스트립을 포함할 수 있으며, 상기 니켈 합금 스트립은 90%의 니켈망간이다. 니켈 판은 납땜 조인트에서의 양 단부에서 예컨대, 무카드뮴 은 땜납 및 고온 납땜 용제를 포함하는 납땜 화합물을 이용하여 함께 접합될 수 있다. 예시된 인서트(100)는 핸드피스내의 코일[예컨대, 도 12에 도시된 바와 같은 코일(238)]이 케이블로부터의 전기 신호를 이용하여 에너자이징될 때 니켈 판(108)이 초음파 진동될 수 있는 자기 변형 타입의 인서트이다. 다른 실시예에서, 초음파 치과용 인서트는 유럽에서 일반적인 압전 트랜스듀서를 이용할 수 있다.

<87> 동작 중에, 니켈 박판(108)의 스택은 핸드피스(200)의 코일에 의해 야기되는 여자에 응답하는 스택의 고유 주파수와 동일한 주파수에서 진동한다. 인서트가 핸드피스에 위치되고 전기적 에너지원이 파워 온된 후, 조작자는 공진 주파수, 즉 인서트의 자연 주파수에 도달할 때까지 전기적 에너지원의 주파수를 수동으로 튜닝한다. 대안으로, 오토 튜닝 유닛은 파워 온되면 인서트의 공진 주파수를 자동으로 로크할 수 있다. 이 때, 스택은 진동하기 시작한다. 상기 스택의 진동은 증폭되어 접속 본체(103)를 통하여 팁(102)에 전달된다. 증폭의 어떤 수단도 고려된다. 초음파 인서트(100)는 일반적으로 약 20㎑ 내지 약 50㎑의 주파수에서 진동할 수 있고, 미국에서 이용되는 초음파 인서트는 전형적으로 25㎑ 또는 30㎑ 주파수에서 진동하도록 설계된다.

<88> 니켈 박판(108)의 스택의 초음파 진동에 응답하여, 팁(102) 및 접속 본체는 진동한다(예컨대, 접속 본체(103)의 축 방향으로의 신속한 전후 이동). 예로서, 축 방향으로의 이동은 진동 주파수, 접속 본체(103)에 이용된 재료, 접속 본체(103)의 길이 및 이와 유사한 것 등의 요인에 따라 0.00125 센티미터(㎝) 내지 0.00375(㎝) 사이일 수 있다.

<89> 상기 언급한 바와 같이, 치과용 기구(10)를 위해 초음파 진동을 발생시키는 압전 트랜스듀서를 이용하는 것은 유럽에서 통상적인 것이다. 상기 치과용 기구의 작동 중에 적합한 주파수의 전기 신호는 압전 결정에 가해진다. 상기 전기 신호는 결정을 가로지르도록 전압을 가한다. 상기 전압에 응하여 결정은 팽창하고/하거나 수축하고 팽창 및/또는 수축은 기구 팁을 구동하는데 이용될 수 있다.

<90> 당업자에 의해 공지되어 있는 바와 같이, 압전 효과는 가역성이다. 압전 결정에 적절한 응력을 가하는 것은 전압이 결정을 가로질러 나타나게 한다. 상기 전압은 발광 다이오드 등의 전기 부하를 통하여 전류를 구동하는데 차례로 이용된다. 따라서, 도 13에 도시된 본 발명의 일실시예에서는 압전 발생기(312)는 치과용 기구(300)의 도구 팁(316)을 지지하는 접속 본체에 기계적으로 결합된다.

<91> 동작 중에, 초음파 발생기(314)는 자기장 내에 배치되어 자기장의 교체에 응답하여 진동할 수 있다. 초음파 발생기(314)의 진동은 팁(316) 및 압전 발생기(312)에 기계적으로 결합된다. 이는 도 13에 이하 더 예시된다.

<92> 압전 발생기(312)는 석영 결정, 로셸염 결정, 또는 납-지르콘산염-티탄산염(PZT) 세라믹 등의 압전성 본체를 포함한다. 기구 팁(316) 및/또는 접속 본체(311)의 진동은 압전성 본체를 가로지르는 전압을 일으킨다. 전압은 치과용 기구(300)의 치과용 인서트상에 지지되는 발광 다이오드 등의 광원(310)을 통하여 전류를 구동한다. 본 발명의 일양상에 의하면, 도 13에 도시된 바와 같이 광원(310)으로부터의 광은 치과용 기구(300)의 팁(316) 근처의 작업 영역을 조명하기 위해 이용된다

<93> 놀랍게도 접속 본체(103) 또는 인서트(100)의 일부가 효과적으로 자기화될 때 LED(101)와 같은 광원의 출력이 충분히 밝아서 작업장에 이용되는 것을 알았다. 하나의 실시예에서, 미소 자기장 재료가 접속 본체(103)에 사용될 때, 또한 영구 자석, 희토류 자석, 또는 자기장과 같은 자기원은 오토클레이빙 또는 쇼크와 같은 부적절한 환경에 노출 후에 금속 접속 본체(103)의 적절한 자기화를 초기화하고/또는 복구하는데 사용될 수 있다. 이러한 재자기화가 행해질 때 LED(101)와 같은 광원의 밝기는 예컨대, 비자기화 접속 본체의 밝기 이상의 약 50%, 또는 미소 자기화 접속 본체의 밝기 이상보다 더 증가된다. 자기원(400)은 접속 본체(103) 또는 인서트(100)에 거의 근접하여 배치될 수 있다. 예컨대, 자기원(400)은 도 6A에 도시된 바와 같이 인서트의 하우징에 내장될 수 있다. 다른 예의 실시예에서, 자기원(410)은 예컨대 도 6B 및 7D에 도시된 바와 같이, 접속 본체(103')에 제거가능하게 결합될 수 있다. 도시한 바와 같이, 도 6B 및 7D는 실질적으로 링형상 홀더(147')에 자기원 또는 자성체(410), 링형상 홀더(147')의 반대측에 배치된 자성체 또는 자기원(149')을 도시하고, 상기 링형상 홀더(147')는 접속 본체(103')의 외부의 스레드부를 수용하도록 적합화된 내부의 스레드면(420)을 갖는다. 하나의 양상에서, 접속 본체(103')는 링형상 홀더(147')를 수용하도록 된 감소된 직경부를 가질 수 있어서 홀더(147')는 접속 본체(103')로부터 돌출하지 않는다. 다른 양상에서, 링형상 홀더(147')는 접속 본체(103')로부터 돌출될 수 있다. 그러나, 당업자는 베이어닛 마운트, 프레스 피트, 부착 마운트, 또는 그것의 결합의 많은 교체 모드가 예컨대, 본 발명의 범위내에서 가능할 것으로 고려될 것이다.

<94> 다른 실시예에서, 접속 본체(103) 및/또는 인서트(100)의 일부 이상은 영구 자석 또는 희토류 자석과 같은 자성체 또는 자기원(400)을 포함할 수 있다. 네오디뮴-보론, 또는 사마륨-코발트와 같은 희토 금속은 팁(102)을 향하여 접속 본체(103)의 일부 이상을 형성할 것이고 예컨대, 도 7D에서 도시된 것과 유사한 홀더(147')는 도 7D에 도시된 바와 같이 제거가능한 부분 대신에 초음파 인서트(100)의 통합부, 또는 인서트의 일부가 될 수 있다. 하나의 양상에서, 홀더(147')는 접속 본체(103')의 나머지로부터 돌출되지 않는다. 다른 양상에서, 홀더(147')는 접속 본체(103')로부터 돌출된다.

<95> 게다가, 당업자는 도 6A 및 6B에 도시된 자성체 또는 자기원의 형상과 위치가 단지 예이고, 자성체 또는 자기원이 팁(102 또는 102')에 가까이 있는 한 본 발명의 범위 내에 또한 많은 교체 위치가 있을 것이다.

<96> 하나의 실시예에서, 자성체 또는 자기원(140)은 도 7A, 7B 또는 7C에 예시된 바와 같이, 적절한 홀더 내에 배치되어(이하 더 논의된) 접속 본체(103)가 인서트(100)의 동작 동안 LED와 같은 부착된 광원(101)에 전력을 공급하기 위해 전기자기장을 발생시키도록 하는 인스트(100) 및 팁(102)을 자기화하거나 재자기화한다. 홀더는 도 6B에 도시된 바와 같이, 핸드 그립(104) 내부의 코일(126) 거의 근접하여 있으며, 이는 인서트(100)에 연결된 LED(101)를 켜기 위해 전력을 발생시키도록 전기자기장을 발생시키는데 사용된다. 이 자성체 또는 자기원(400)의 존재는 열 또는 물리적 쇼크에 노출된 후에도 접속 본체(103)가 최적의 방법으로 자기 성분을 유지하도록 할 수 있다.

<97> 다른 실시예에서, 자성체 또는 자기원(400)은 인서트(100)의 핸드 그립(104) 내에 배치될 수 있고, 한 극의 예컨대, 그 효과를 최대화하는 그러한 방법으로 발생한 자기원의 북극 전기자기장을 발생시키는데 사용된 그립(104) 내에 코일(99) 거의 근접하여 있다. 이는 접속 본체(103)가 열 또는 물리적 쇼크에 노출된 후에도 최적의 방법으로 자기 성분을 유지하도록 한다.

<98> 언급한 바와 같이, 접속 본체(103)는 부착 초음파 트랜스듀서(108)로부터 접속 본체(103)의 팁(102)으로 초음파 에너지를 전송하는데 이용되며, 이는 접속 본체(103)의 탈착가능한 피스가 될 수 있거나 없을 것이다.

<99> 본 발명에서는 영구 자석과 희토류 자석과 같은 자성체 또는 자기원이 사용될 수 있다. 철, 니켈, 코발트 및 몇 개의 희토류(가돌리늄, 디스프로슘)는 철(철분)이 가장 일반적이고 가장 극적인 예이므로 강자성이라 칭하는 독특한 자기 특성을 나타낸다. 또한, 코발트 또는 붕소와 합금한 사마륨 및 네오디뮴은 아주 강희토류 자석을 제조하는데 사용되었다.

<100> 강자성 재료는 도메인으로 불리는 영역에서 짝이 없는 전자 스핀을 서로 평행하게 정렬하도록 하는 원자 레벨에서 긴 범위의 오더링 현상을 나타낸다. 도메인내에서, 자기장은 강하지만 벌크 샘플에서 재료는 많은 도메인이 다른 것에 대하여 랜덤으로 향하여 있을 수 있으므로 일반적으로 비자기화될 수 있다. 강자성은 솔레노이드로부터 지시하는 조금 외부로 부과된 자기장이 자석 도메인을 서로 정렬하도록 할 수 있고 재료가 자기화되도록 하는 사실 자체로 명백해진다. 구동 자기장은 재료에 대해 상대적 투자율로 일반적으로 나타낸 큰 요인에 의해 증가된다.

<101> 이론에 구속되는 것을 바라지 않고, 몇몇 자성체 예컨대, 저자화율 및 저투자율(자기화되는 경향이 낮음), 또는 저 자기 이력 현상("자기 히스토리를 기억하는" 경향이 낮음), 또는 저잔류자기(구동장이 제거될 때 유지되는 포화 자기화의 일부)를 갖는 것은 오토클레이빙, 반복 사이클링, 및/또는 물리적 쇼크로 인해 갖는 적은 자기 성분을 잃을 수 있다. 또한, 이 손실은 기계적 에너지를 전기적 에너지로 전환하는 장치의 성능의 손실과 감소된 광원(102)의 밝기를 일으킬 수 있다.

<102> 반면, 영구 자석, 희토류 자석, 또는 강자석과 같은 좋은 자화율 또는 투자율, 좋은 자기 이력 현상, 및 고 잔류 기를 갖는 이 재료는 접속 본체(103)의 적절한 자기화를 초기화하며, 유지하고, 재발생시키고/또는 증가시키는데, 및 광원(102)의 밝기에 효과적일 수 있다.

<103> 동시에, 또한 모든 강자석은 열적 동요의 결과로 강자석 성분이 사라지는 최대 온도를 가질 수 있다. 이 온도는 퀴리 온도라고 한다. 오토클레이빙 온도가 이 온도 이하인 한, 자석 성분이 유지될 수 있고 광원 밝기는 아마도 영향을 받지 않는다. 그러나, 퀴리 온도 이하조차, 광원(102)의 밝기가 사용하는 범위에 남아있을 수 있더라도 계속적인 사용과 오토클레이빙은 자기원(400)의 자석 성분을 점차적으로 감소시킬 수 있다.

<104> 일반적으로 오트클레이브가 약 120℃ 이상에서 행해진다. 그러므로, 그 온도 이상의 퀴리 온도를 갖는 어느 자기원은 오토클레이빙에 의해 영향받지 않는다.

<105> 몇 개의 희토류, 예컨대, 가돌리늄은 특이한 초전도 성분을 갖는다. 1 퍼센트 가돌리늄만큼의 작은 양은 철, 크

롬 및 고온과 산화에 관련된 합금의 실행 가능성 및 저항을 개선할 수 있다. 그러나, 가돌리늄은 실온에서 퀴리 온도를 갖고, 오토클레이빙이 관례상 수행되도록 하면 접속 본체(103)의 일부로서 사용하기 적절하지 않을 수 있다.

<106> 하나의 실시예에서, 사용된 자성체 또는 자기원(400)이 저퀴리 온도를 갖는 가돌리늄 또는 다른 것을 포함하면 오토클레이빙 이전에 제거 가능할 것이다(예컨대, 도 6B에 도시된 실시예와 같이). 사용 동안 접속 본체(103) 및/또는 인서트(100)에 충분히 거의 근접하여 있는 한 자기는 접속 본체(103)의 적절한 자기화를 초기화하는 단계, 재자기화하는 단계 및 유지하는 단계의 값을 갖는다.

<107> 하나의 양상에서, 또한 자기원은 내구성 및/또는 부식 저항에 대한 코팅 재료로 코팅될 수 있다. 코팅은 중합 재료, 금속 코팅, 비금속 무기 코팅 또는 그것의 결합을 포함할 수 있다. 적합한 중합 재료의 예는 용액으로부터 성막되고, 용융 압축 성형되거나 주조될 수 있는 어느 하나일 수 있고 상기 언급된 팁(102) 구성에 적합한 것을 포함할 수 있다. 금속 코팅의 예는 질화 티타늄, 탄화 티타늄 등과 같은 질화 금속 및 탄화 코팅을 포함할 수 있다. 무기 코팅의 예는 세라믹 코팅, 다이아몬드상 탄소 코팅 등을 포함할 수 있다.

<108> 이제 도 6A 및 도 7을 참조하면, 접속 본체(103)에는 또한 그 원심 단부 근처에 원형 홈(138)을 형성한다. O-링(136)은 홈(138)에 안착된다. 조명 에너지 보빈(126)이 접속 본체(103)에 설치될 때, O-링(136)은 소망하지 않는 유체 누출을 방지하기 위해 접속 본체(103)와 조명 에너지 보빈(126) 사이에 시일을 제공한다.

<109> 조명 에너지 보빈(126)은 원피스로 형성될 수 있고, 접속 본체 및/또는 리테이닝 링(111)으로 슬라이딩되고 이 접속 본체 및/또는 리테이닝 링에 대해 스냅/프레스 끼워 맞추어질 수 있다.

<110> 리테이닝 링(111)은 일반적으로 원통 형상을 갖고 접속부(113)를 그곳에 형성했으며, 이는 도 6A에 도시된 바와 같이, 끼워 맞춤 관계, 또는 스레드 연결, 베이어닛(bayonet) 연결, 및 다른 연결과 같은 어느 다른 연결 타입으로 접속 본체(103)의 대응하는 부분을 수용하기 위해 그 안에 형성된 일반적으로 원통 캐버티를 갖는다. 리테이닝 링(111)은 접속 본체(103)에 고정 부착되어(스냅되어) 사용하는 동안 접속 본체(103)의 축을 따라 옆으로 회전하거나 이동하지 않는다.

<111> 리테이닝 링(111)은 이전에 언급한 바와 같이, 핸드피스(200)로부터 유체를 수용하기 위해 그곳에 하나 또는 2개의 개구(112)를 갖는다. 2개의 개구가 있을 때 개구는 접속부(113)의 반대측에 형성된다. 유체는, 도 4 또는 도 5에 도시된 바와 같이, 팁(102)의 기저(114)에 형성된 선형 홈(110)을 통해 배출될 수 있거나 상술한 도 3A, 도6C, 도 3C 또는 도 3D와 같이, 어느 다른 모드를 통해 배출될 수 있다.

<112> 리테이닝 링(111)에는 접속부(113)에 근접된 곳에 외부 O-링(106)을 안착하기 위한 원형 홈(120)이 형성된다.

<113> 원심 단부에서, 리테이닝 링(111)에는 서로 마주보는 한 쌍의 그립 요소(132)를 형성한다. 각 그립 요소는 다른 그립 요소의 단부를 향하여 내부로 돌출된 단부를 갖는다. 접속 본체(103)는 그립 요소(132)가 만입부(139)로 스냅핑되도록 그립 요소의 돌출 단부를 수용하기 위해 형성된 한 쌍의 만입부(139)를 갖는다. 따라서, 맞물리게 되면 예시한 실시예의 리테이닝 링(111)은 접속 본체에 로킹되고, 동일한 것에 대하여 측면으로 회전되거나 움직이지 않는다. 리테이닝 링(111)에는 또한 원형 플랜지(121,124) 및 원형 홈(122)을 형성한다. 원형 홈(122)은 O-링(134)을 안착시키기 위한 것이다.

<114> 다른 실시예에서, 리테이닝 링(111)은 없을 수 있다.

<115> 리테이닝 링의 더 상세한 사항은 명칭이 "리테이닝 링에 적합하게 결합된 핸드 그립을 갖는 초음파 치과용 인서트"인 미국 특허 제2004/0126736호 A1에서 찾을 수 있고, 그 내용은 여기에 참조로 포함되어 있다.

<116> 도 6A 및 도 7에 도시된 바와 같이, 조명 에너지 코일(99)은 조명 에너지 보빈(126) 주위에 감겨지며, 상기 조명 에너지 보빈은 둘러싸는 관계로 접속 본체(103)에 설치된다. 보빈(126)은 예컨대, ULTEM® 등의 고온 플라스틱 또는 다른 어떤 적절한 재료로 제조될 수 있다. 조명 에너지 코일(99)에서 발생되는 전압의 양은 코일의 감김 수, 접속 본체(103)에 대한 조명 에너지 코일(99)의 위치, 접속 본체 이동 속도와 주파수, 접속 본체에 이용되는 재료, 및 기타 등등의 요소에 따른다.

<117> 예컨대, 조명 에너지 코일이 바람직하게는 18 게이지 구리 와이어로 이루어지고 다수의 감김을 가지며 접속 본체가 바람직하게는 17-4 PH 스테인레스 스틸로 제조될 때 피크 대 피크가 약 1 내지 약 10 볼트, 바람직하게는 약 1 내지 약 5 볼트인 전압 신호는 25㎑의 진동 주파수로 발생될 수 있다. 당업자들은 감김 수 및/또는 진동 주파수가 증가함에 따라 발생 전압의 크기가 증가한다는 것을 이해하고 있다.

<118> 또한, 예시된 실시예에서, 조명 에너지 보빈(126)[및 조명 에너지 코일(99)]은 팁(102)이 부착되는 원심 단부보다 접속 본체(103)상의 교점에 더욱 근접하게 설치됨에 따라 전압은 증가할 수 있다. 교점은 접속 본체상의 세로 방향 파장의 크기가 0에 근접하고, 세로 방향의 응력이 최대치인 곳이고, 도 6A에서 그립 요소(132)가 접속 본체(103)[즉, 만입부(139)]에 부착되는 위치일 수 있다.

<119> 놀랍게도, 자성체의 존재는 무관한 조면 보빈(126)의 설치 위치가 되게 하는 범위에 광원의 밝기를 증가시킬 수 있고, 그렇게 제조의 탄력성과 견고성을 증가시킬 수 있다.

<120> 도 6A 및 도 7에 도시된 바와 같이, 조명 에너지 보빈(126)에는 LED(101)를 설치하기 위한 브라켓(141) 및 시트(142)를 형성한다. 또한, 조명 에너지 보빈(126)은 플랜지(143)와 일반적으로 원통형 체임버(144)를 형성하며, 그 사이에 조명 에너지 코일(99)이 설치된다. 일반적으로 원통형 체임버(144)에는 플랜지(145)를 형성한다. 또한, 조명 에너지 보빈(126)은 체임버(144)에 부착된 링부(146)를 포함한다. 링부(146)는 초음파 치과용 인서트(100)가 조립될 때 리테이닝 링(111)의 플랜지(121)와 접촉한다.

<121> 도 7A, 7B, 및 7C는 자성체 또는 자기원(400)의 가능한 위치를 도시하는 도 7의 조명 에너지 보빈(126)의 예의 실시예를 도시한다. 도 7A의 분해도에서 도시한 바와 같이, 조명 에너지 보빈(126)은 팁(102)[도시되지 않음] 근처에 접속 본체(103)의 일부를 둘러싼 튜브부(140)를 링부(146)으로부터 떨어진 곳에 형성했다. 상술된 실시예에서, 유체는 링부(146)를 통해 조명 에너지 보빈(126)으로 들어가고 튜브부(140)를 통해 조명 에너지 보빈(126)에서 배출한다. 조명 에너지 코일(99)은 도 7C에 도시된 바와 같이, 각 코일(99a, 99b)의 단부를 통해 광원(101)의 핀 또는 전극(101a, 101b)과 결합해서, 전기적 에너지는 조명 에너지 코일(99)로부터 광원(101)으로 통과될 수 있다. 조명 에너지 코일(99)은 예컨대, 적절한 포지션을 유지하고 코일(99)의 풀림을 방지하는 코일의 하나 이상의 부분 위로 배치되는 케이프 또는 다른 유지 재료(97)를 더 가질 수 있다.

<122> 본 발명의 예의 실시예에 따라, 보빈(126)은 도 7A-7C에 도시된 바와 같이, 광원(101) 및 조명 에너지 코일(99)을 포함하는 광 방출 회로 근처에 배치된 슬롯 또는 다른 유지 특징(147)을 더 포함한다. 본 발명에서, 슬롯 또는 유지 특징부(147)는 예컨대 상자 형상일 수 있고 접속 본체(103)가 LED와 같은 부착된 광원(101)에 전력을 공급하기 위해 인서트(100)의 동작 동안 전기자기장을 발생시키도록 인서트(100) 및 팁(102)을 초기화 하며, 증가시키며, 유지하거나 재자기화하도록 광 방출 회로 근접에 자석 또는 자기원(400) 또는 자기 요소(149)를 수용하고 유지하도록 적합화 될 수 있다. 홀더(147)는 인서트(100)에 연결된 LED(101)를 켜기 위해 전력을 발생시키는 전기자기장을 발생시키는데 사용된 그립(104) 내에 코일(99)[도시되지 않음]의 거의 근접하여 있을 수 있다. 이 자성체 또는 자기원(400)의 존재는, 상술된 바와 같이, 접속 본체(103)가 열 또는 물리적 쇼크에 노출된 후에도 최적의 방법으로 자기 성분을 유지하도록 한다.

<123> 도 8의 광 방출 회로에서, 광원은 조명 에너지 코일(99)과 직렬로 접속된 LED(151)이다. LED(151)는 단극성을 갖는 전압에만 응답하여 광을 방출하므로, 조명 에너지 코일(99)이 ac 전압 신호를 발생시킬 때까지의 단지 반 시간 동안 광을 방출한다. 그러나, LED(151)는 초음파 주파수(예컨대, 25㎑)에서 스위칭 오프 및 온되므로, LED의 신속한 스위칭은 일반적으로 사람의 눈으로는 감지할 수 없고, LED(151)는 연속적으로 계속되는 것처럼 보일 것이다. 다른 실시예에서, 광원(101)은 백열 램프(예컨대, 할로겐 전구) 등의 어떤 다른 적절한 광 방출 장치일 수 있다.

<124> 도 9의 광 방출 회로에서, 제너 다이오드(150)는 LED(151)에 병렬로 접속된다. 저항기(152)는 조명 에너지 코일(99)과 제너 다이오드(150) 사이에 접속되고, 저항기(154)는 제너 다이오드(150)와 LED(151) 사이에 접속된다. 제너 다이오드(150)는 전압을 고정시켜 LED(151)에 의해 보여지는 전압차는 어떤 소정의 전압을 넘지 않는다. 상기 방식으로 LED(151)의 광도는 에너지 조명 코일(99)이 더 높은 전압의 발생을 시작하더라도 거의 균일하게 유지될 수 있다. 예컨대, 제너 다이오드(150)는 전압을 5볼트(V)에 고정시켜 LED(151)에 의해 보여지는 전압은 5V보다 크지 않을 수 있다.

<125> 도 10에서, LED(161)는 LED(151)와 반대 병렬 관계로 접속되어, 그들은 병렬이지만 대향하는 방향으로 접속된다. 상기 방식으로 LED(151 및 161)는 조명 에너지 코일(99)에 의하여 발생되는 ac 전압에 응하여 교대로 턴온한다. ac 전압은 초음파 주파수(예컨대, 25㎑)를 가지므로, LED(151 및 161)의 스위칭 온 및 오프는 사람의 눈으로는 감지할 수 없고, 따라서 양 LED(151 및 161)는 연속하여 계속되는 것처럼 보일 수 있다. 다른 실시예에서, 제너 다이오드는 양 LED들의 전압을 고정시키기 위해 도 9에서 각 LED(151 및 161)와 병렬로 이용될 수 있다.

<126> 언급된 바와 같이, 광원은 단일 LED 또는 복합 LED일 수 있다. 복합 LED는 어떤 방식으로든 배열될 수 있으나,

바람직하게는 광원의 전체 사이즈를 최소화하기 위한 간결한 배열일 수 있다. 또한, LED의 집중 어레이는 바람직하게는 마이크로프로세서에 의해 제어된 배열에 이용되어, 조명 영역은 필요에 따라 변화될 수 있다. 또한, 광 전달 장치가 이용되어 LED는 팁의 돌출부의 사이즈를 최소화하기 위해 접속 본체의 내에 위치될 수 있다. 전달 장치는 조명 영역의 사이즈를 변화시키는 필터나 반사기를 또한 포함할 수 있다. 여기에 이용된 바와 같은 광원은 LED, 또는 광 전달 장치, 또는 그 조합 등의 조명원을 나타낸다.

<127> 광원은 팁(102)에 거의 인접하여 위치되고, 광을 발생시키거나 광을 전달하는 제 2 트랜스듀서로부터 전압 신호를 수용하도록 접속되는 도 4에 도시된 바와 같이, 단일 광원 또는 복수의 광원(151 및 161)일 수 있다. 복수의 광원(101)은 서로 변화되는 거리에서 떨어져 공간 배치되지만, 보다 바람직하게는 팁(102)에 인접하여 위치된다.

<128> 도 11은 예컨대, 도 1에 도시된 바와 같이 인서트(100)를 수용할 수 있는 핸드피스(200)의 측면도를 도시한다. 핸드피스(200)는 본체(202), 회전자 헤드(204), 및 인터커넥트(206)를 포함한다. 회전가능한 회전자 헤드(204)를 갖는 핸드피스에 대해, 예컨대, 도 11에 도시된 바와 같이 O-링(106)은 회전자 헤드(204)와 맞물려서 초음파 치과용 인서트(100)가 회전자 헤드(204)와 함께 회전한다.

<129> 예컨대, 회전자 헤드(204)는 핸드피스의 원심 단부에 위치하고 핸드피스(200)의 나머지 부분에 회전가능하게 결합된다. 인서트(100)가 핸드패스(200)에 설치될 때, O-링(106)은 회전자 헤드(204)의 내부면과 압착 설치되어 인서트(100)는 회전자 헤드(204)와 함께 회전한다. 회전자 헤드의 더 상세한 사항은 명칭이 "회전가능한 헤드를 갖는 초음파 치과용 핸드피스"인 미국 출원 제2004/0126737호 A1에서 발견될 수 있고, 그 내용은 여기에 참조로 포함되어 있다.

<130> 핸드피스(200)의 근접 단부에 위치하는 인터커넥트(206)는 유체(예컨대, 물)뿐만 아니라 전기 신호를 핸드피스(200)로 공급하는 케이블[예컨대, 도 1의 케이블(12)]과 결합된다. 인터커넥트(206)는 인터커넥트(206)와 케이블 사이의 변형을 완화하기 위하여 형성되는 변형 완화기(207)를 갖는다.

<131> 회전자 헤드(204)는 일반적으로 원통형 형상, 공동의 내부, 및 내부의 각 단부에서의 개구부를 가지며, 이것은 일단에서 본체(202)의 원심 단부 및 타단에서 치과용 인서트를 수용하기 위해 사용된다. 예컨대, 그 원심 단부에서 회전자 헤드(204)에는 초음파 치과용 인서트(100)를 수용하기 위한 개구부(211)를 형성한다.

<132> 회전자 헤드(204)에는 그 외주 표면 주위에 복수의 만입부(210)를 형성한다. 각 만입부(210)는 핸드피스(200)의 중심축에 평행하는 방향으로 주요축을 갖는 연장된 타원형(또는 직사각형) 형상을 갖는다. 만입부(210)는 예컨대, 본체(202)에 대해서(예컨대, 한 손만을 이용하여) 회전자 헤드를 회전시키기 위해 치과 전문의가 회전자 헤드(204)를 더 용이하게 잡게 한다. 다른 실시예에서, 회전자 헤드(204)는 만입부 대신에 형성된 다수의 돌출부를 가질 수 있다.

<133> 본체(202)에는 거의 최상부로부터 등거리이고 거의 본체(202)의 전체 길이를 통과하는 한 쌍의 홈(203)을 형성한다. 홈(203)은 핸드피스(200)에 핸드 그립(212)을 설치하는데 이용된다. 또한, 본체(202)에는 본체(202)의 원심 단부 가까이의 그 저면에서 핸드 그립(212)이 핸드피스(200) 축의 방향으로 이동되지 못하게 하는데 이용되는 거의 복수의 균등 이격 배치 슬롯(208)을 형성한다. 본체(202)에는 근접 단부 근처의 그 저면에서 슬롯(208)에 동일 선형인 홈(205)을 또한 형성한다. 홈(205)은 핸드 그립(212)이 핸드피스(200)의 중심축 주위에서 회전되는 것을 방지하기 위해 홈(203)과 함께 핸드 그립(212)에 맞물린다. 홈은 다른 실시예에서 이용될 수 없다

<134> 핸드 그립은 맞물림부(214)를 가지며, 이것은 일반적으로 원통형 형상 및 공동의 내부를 갖는다. 맞물림부(214)는 슬리브와 유사하게 본체(202)상에서 슬립되고 본체(202)와 맞물려 맞물림부는 본체(202)의 일부를 봉입한다. 맞물림부(214)에는 그 저부면에 핸들(216)을 부착시키고, 이것은 치과 전문의가 치아 처치 중에 핸드피스(200)를 고정시키는데 이용된다. 핸들은 한 손을 이용하여 회전자 헤드(204)의 회전을 또한 용이하게 한다. 핸들(216)에는 그 배면에 복수의 만입부 또는 돌출부(220)를 형성하며, 이것은 치과 전문의가 잡는 것을 용이하게 하는데 이용된다. 이 핸드 그립의 더 상세한 사항은 명칭이 "핸드 그립을 갖는 치과용 기구"인 미국 출원 제2005/0142515호 A1에서 발견될 수 있고, 그 내용은 여기에 참조로 포함되어 있다.

<135> 핸드피스(200)는 니켈판(108)이 초음파 주파수에서 진동되도록 니켈판의 스택에 에너지를 공급하는 보빈(도 12에 도시됨)에 설치된 하나 이상의 코일을 포함한다. 코일은 도 1에 도시된 바와 같이, 케이블(12)을 통하여 전기적 에너지 및 유체원(14)으로부터 에너지를 수용한다.

<136> 이제 도 12를 참조하면, 핸드피스(200)는 스테인레스 스틸 등의 금속으로 제조될 수 있는 리테이닝 링(230)을 더 포함한다. 리테이닝 링(230)은 형상에 있어서 거의 원형이지만, 매우 완전한 원을 형성하지 않는다. 리테이

닝 링(230)은 구부러지기 쉽고(탄성 있는), 함께 접속되지 않는 단부가 인가 압력에 의해 함께 더 가까워지지만 압력이 제거되면 그들이 분리된다는 점에서 스프링으로서 작동한다.

<137> 회전자 헤드(204)에는 그 근접 단부 근처의 내부면에 리테이닝 링(230)에 맞물리게 하는데 사용되는 원형 홈(231)을 형성한다. 리테이닝 링(230)은 원형 홈(231)에 예컨대, 압축하기 위해 리테이닝 링(230)에 압력을 인가함으로써, 그리고 리테이닝 링(230)이 홈(231)에 정렬되면 해제함으로써 설치된다. 설치시에, 리테이닝 링(230)은 회전자 헤드(204)에 대하여 로킹되고 고정된다.

<138> 리테이닝 링(230)을 홈(231)에 로킹한 후, 회전자 헤드(204)는 그 근접 단부에서 회전자 헤드 개구부로 본체(202)의 원심 단부를 수용함으로써 본체(202)와 결합된다. 본체(202)에는 그 원심 단부에 맞물림부(209)를 형성하고, 이것은 본체(202)의 나머지 부분의 반경보다 작은 반경을 갖는다. 맞물림부(209)와 본체의 나머지 부분(202)간의 조인트에는 맞물림부(209)의 외부 표면상에 거의 원형 홈(250)이 형성된다. 맞물림부(209)가 회전자 헤드(204)로 삽입될 때 리테이닝 링(230)은 홈(250)과 회전가능하게 맞물려 회전자 헤드(204)는 본체(202)에 회전가능하게 결합된다. 다른 실시예에서, 리테이닝 링(230)은 본체(202)에 고정 결합되고 회전자 헤드(204)에 회전가능하게 결합될 수 있다.

<139> 본체(202)는 내부면을 갖고, 이것은 그 결과 형성되는 빈 공동(228)을 제한하며, 그 내에는 보빈이 수용된다. 전형적인 초음파 치과용 기구 작동 중에, 유체는 케이블 및 핸드피스(200)를 통하여 인서트의 팁으로 펌핑된다. 인서트의 진동 팁은 유체 흐름을 스프레이로 브레이크한다. 스프레이는 팁의 냉각을 유지할 뿐만 아니라, 치아 냉각면을 유지하고 조직 손상에 대한 보호를 제공한다. 핸드피스(200)를 통한[보빈(236)을 통한] 유체 경로는 유체 흐름이 유체 전달 채널을 통하여 원심 단부에서 인서트로부터 배출될 때까지 누출이 발생되지 않도록 봉인될 필요가 있다. 몇몇 실시예에서, 중공 캐비티(228)는 공기와 물이 각각 전달될 수 있는 하나 이상의 구획부를 가질 수 있다. 바람직한 실시예에서, 구획부는 다른 것상에 하나 적층된다. 공기는 하부의 구획부를 통하여 전달되고 물은 상부의 구획부를 통하여 전달되어, 흐름 대신에 공기/물 혼합물은 치아상에 부드러워질 수 있는 미세한 미스트가 된다.

<140> 보빈(236)에는 일반적으로 원통형 형상을 갖고 그 원심 단부 가까이에 한 쌍의 원형 홈(252 및 254)을 형성한다. 홈(252 및 254)은 O-링(232 및 234)과 각각 맞물리고, 핸드피스(200) 외부로의 누출로부터 유체를 막기 위해 이용된다. 예컨대, O-링(234)은 맞물림부(209)의 내부면과 수밀 시일을 형성하는 반면에, O-링(232)은 회전자 헤드(204)의 내부면과 수밀 시일을 형성한다.

<141> 또한, 보빈(236)에는 거의 한 쌍의 원형 플랜지(256 및 258)를 형성한다. 긴 코일(238)은 플랜지(256)와 플랜지(258) 사이의 보빈(236)에 설치된다. 보빈(236)에는 그 근접 단부 근처의 거의 한 쌍의 원형 플랜지(260 및 262)를 형성된다. 짧은 코일(240)은 원형 플랜지(260)와 원형 플랜지(262) 사이에 보빈에 설치된다. 코일은 예컨대, 절연 와이어로부터 이루어진다. 다른 실시예에서, 코일은 거의 같은 길이를 가질 수 있거나 긴 코일은 보빈(236)의 근접 단부 근처에 설치될 수 있다.

<142> 그 근접 단부 근처에, 보빈(236)에는 O-링(242)을 안착시키는 원형 홈(272)을 형성한다. 홈(272)에서 O-링을 안착시킴으로써 수밀 시일은 보빈(236)과 본체(202)의 내부면 사이에 형성되어 유체는 핸드피스(200)로부터 누출되지 않는다.

<143> 보빈(236)은 근접 단부에서 원심 단부까지 유체의 전달을 위한 원통형 캐비티를 일반적으로 규정하는 내부면을 가진다. 보빈(236)에는 그 근접 단부에 복수(예컨대, 3개)의 개구부(266)를 또한 형성하며, 이것은 보빈(236)에서의 플러그 핀(248)을 수용하기 위해 이용된다. 플러그 핀(248)은 구리 등의 도전성 재료로 제조된다. 보빈(236), 본체(202), 회전기 헤드(204), 핸드 그립(212) 및 인터커넥트(206)를 위한 케이싱은 통상 "플라스틱"(예컨대 고온 수지)으로 언급되는 것 등의 적절한 화학 합성 중합체 재료로 제조된다. 예컨대, 그들은 GE 플라스틱으로부터 이용할 수 있는 비결정질 가열 가소성 폴리에테르이미드인 ULTEM®, 또는 상술한 다른 것들을 이용하여 제조될 수 있다.

<144> 보빈(236)에는 각 개구부(266)에서 코일(238) 및/또는 코일(240)까지 정렬되고 연장되는 복수의 선형 홈(268)을 또한 형성한다. 개구부(266) 및 홈(268)에 각각 설치되는 핀(248)은 납땜되고/되거나 그렇지 않으면 코일(238) 및/또는 코일(240)에 전기 접속되며, 인터커넥트(206)를 통하여 케이블에 의해 전기적 에너지와 유체 및/또는 공기원으로부터 전기 신호를 보내는데 이용된다.

<145> 인터커넥트(206)에는 개구부(266)와 각각 맞물리는 복수의(예컨데 3개) 연장 소켓(246)을 또한 형성한다. 연장 소켓(246)은 예컨대, 인터커넥트(206)의 커넥터부(244)에 형성된다. 연장 소켓(246)에는 각각 플러그 핀(248)과

전기 접속을 이루기 위한 전기 접촉부를 형성한다. 전기 접촉부는 예컨대, 코일(238 및 240)에 전기적 에너지를 공급함으로써 그들을 에너자이징하기 위해 케이블내의 와이어와 타단부에서 전기 접속된다.

<146> 상기 언급한 바와 같이, 치과용 기구를 위해 초음파 진동을 발생시키는 압전 트랜스듀서를 이용하는 것은 유럽에서 통상적인 것이다. 상기 치과용 기구의 작동 중에 적합한 주파수의 전기 신호는 압전 결정에 가해진다. 상기 전기 신호는 결정을 가로지르도록 전압을 가한다. 상기 전압에 응하여 결정은 팽창하고/하거나 수축하고 팽창 및/또는 수축은 기구 팁을 구동하는데 이용될 수 있다.

<147> 당업자에 의해 공지되어 있는 바와 같이, 압전 효과는 가역성이다. 압전 결정에 적절한 응력을 가하는 것은 전압이 결정을 가로질러 나타나게 한다. 상기 전압은 발광 다이오드 등의 전기 부하를 통하여 전류를 구동하는데 차례로 이용된다. 따라서, 도 13에 도시된 본 발명의 일실시예에서는 압전 발생기(312)는 치과용 기구(300)의 도구 팁(316)을 지지하는 접속 본체에 기계적으로 결합된다.

<148> 본 발명의 다른 실시예에서 도 13에 예시된 바와 같이, 치과용 기구(300)는 핸드피스(304) 및 치과용 인서트(308)를 포함한다. 핸드피스(304)는 트랜스듀서(306)를 포함하며, 이것은 초음파 치과용 인서트(308)에서의 초음파 발생기(314)에 에너지를 가하기 위한 인서트일 수 있거나 인서트를 포함할 수 있다. 핸드피스(304)는 전기적 에너지, 유체 및/또는 가스원(302)으로부터 전기적 에너지 및 유체 및/또는 가스(예컨대, 물)를 수용한다. 핸드피스(300)는 예컨대, 도 11 및 도 12의 핸드피스(200)와 거의 동일할 수 있다. 치과용 인서트(308)는 압전 발생기(312)에 결합되는 광원(310)을 포함한다. 전기적 에너지원(302)은 전기 신호를 트랜스듀서(306)에 공급한다. 트랜스듀서(306)는 전기 신호를 수용하여 교류 자계를 발생시킨다.

<149> 작동시에 초음파 발생기(314)는 자계내에 배치되어 자계의 교류에 응하여 진동한다. 초음파 발생기(314)의 진동은 팁(316)과 압전기 발생기(312)에 기계적으로 결합된다. 압전 발생기(312)는 광원(310)에 의해 수용되는 전류를 발생시킨다. 광원(310)은 치과용 인서트(308)와 일체화될 수 있고, 2 이상의 광원을 포함할 수 있다.

<150> 압전 발생기(312)는 석영 결정, 로셸염 결정, 또는 납-지르콘산염-티탄산염(PZT) 세라믹 등의 압전성 본체를 포함한다. 기구 팁(316) 및/또는 접속 본체(311)의 진동은 압전성 본체를 가로지르는 전압을 일으킨다. 전압은 치과용 기구(300)의 치과용 인서트상에 지지되는 발광 다이오드 등의 광원(310)을 통하여 전류를 구동한다. 본 발명의 일양상에 의하면, 광원(310)으로부터의 광은 치과용 기구(300)의 팁(316) 근처의 작업 영역을 조명하기 위해 이용된다.

<151> 도 14는 핸드피스(304') 및 치과용 인서트(308')를 갖는 치과용 기구(300')를 예시한다. 치과용 기구(300')는 전기적 에너지, 유체 및/또는 가스원(302')과 결합되고, 치과용 기구 인서트(308')가 작업 영역의 조명을 제공하기 위해 바람직하게는 팁(316) 근처에 위치되는 마찰 발광 재료(312)를 포함하는 것을 제외하면, 도 13의 치과용 기구와 같은 유사한 방식으로 작동한다. 개별 광원은 예컨대, 초음파 발생기(314')에 의해 발생되고 접속 본체(311')를 통하여 전달되는 진동 에너지에 의해 스트레스/변형될 때 마찰 발광 재료(312')가 광을 방출하므로 필요하지 않을 수 있다. 초음파 발생기(314')를 위한 에너지는 핸드피스(304')에서 트랜스듀서(306')에 의해 제공된다.

<152> 도 15는 본 발명의 전형적인 실시예에 따른 초음파 치과용 기구를 이용하여 환자의 구강 등의 작업 영역의 조명을 예시한다. 먼저, 기계적 에너지는 발생기[예컨대, 조명 에너지 코일(99)]에 수용된다. 발생기는 기구 핸들[예컨대, 핸드피스(200)]에 의해 기계적으로 지지된다. 기구 핸들은 초음파 도구 팁[예컨대, 팁(102)]을 지지한다. 따라서, 전기적 에너지는 전자기 트랜스듀서[예컨대, 코일(238)]의 입력에 수용된다. 자계는 전자기 트랜스듀서(322) 내에서 형성된다. 자계는 전기 기계 트랜스듀서 예컨대, 자계(324)를 이용한 초음파 트랜스듀서(108)를 이동시킨다. 입력 부재 예컨대, 전기 기계 트랜스듀서에 의한 발생기의 접속 본체(103)를 이동시킴으로써, 발생기는 기계적 에너지(326)를 수용한다. 입력 부재의 이동은 약 25㎑부터 약 30㎑까지의 주파수에서 입력 부재를 왕복 운동하는 것을 포함할 수 있다.

<153> 기계적 에너지는 전기 기계적 에너지(328)로 변환된다. 이것을 달성하기 위해, 자화 부재 예컨대, 접속 본체(103)는 하나 이상의 나선형으로 감긴 도전체를 포함할 수 있는 전기 코일을 지나서 이동된다. 자화 부재의 상기 이동은 거의 선형 이동에서 자화 부재의 슬라이딩 및/또는 회전 축에 대하여 자화 부재의 회전을 포함할 수 있다. 다른 실시예에서, 기계적 에너지는 도 13을 참조하여 상기 논의된 바와 같이, 압전 부재에 응력을 가하여 압전 부재를 가로지르는 전압을 생성함으로써 전자기 에너지로 변환될 수 있다. 또 다른 실시예에서, 마찰 발광 재료는 도 14를 참조하여 상기 논의된 바와 같이, 조명을 제공하기 위해 이용될 수 있다.

<154> 이렇게 생성된 전자기 에너지의 적어도 일부는 작업 영역(330)을 조명하기 위해 이용된다. 작업 영역을 조명하

기 위해 기계적 에너지를 전자기 에너지로 변환할 때, 전기적 에너지는 먼저 발생기를 이용하여 발생될 수 있다. 그 후, 전기 신호는 광원의 입력에서 도전체를 통하여 수용되며, 광원은 LED 또는 백열 램프(예컨대, 할로겐 전구)일 수 있다. 전기적 에너지를 이용하여, 가시광은 광원으로부터 방출된다. 발생기는 예컨대, 기구 핸들 내에 배치될 수 있다

<155> 도 15에 도시된 바와 같이, 조명에 있어서, 치과 처치는 기구 핸들(332)을 이용하여 수행될 수 있다. 치과 처치 중에 예컨대, 치아는 기구 핸들에 기계적으로 결합되는 기구 팁과 접촉하여 치아의 표면이 작업 영역 내에 배치된다.

<156> 본 발명이 그 정신 또는 필수적 특성으로부터 벗어남이 없이 다른 구체적 형태에서 실시될 수 있음은 당업자에 의해 인식될 것이다. 따라서, 본 기술은 예시하고 제한하지 않는 모든 점에서 고려된다. 본 발명의 범위는 첨부된 청구항에 의해 나타나고, 균등물의 의미 및 범위 내에 있는 모든 변화는 여기에 포함된다.

도면의 간단한 설명

<28> 도 1은 전기적 에너지 및 유체원에 부착된 초음파 치과용 기구를 포함하는 초음파 치과용 유닛(또는 시스템)을 예시한다.

<29> 도 2는 본 발명의 전형적인 실시예에서 일체화된 광원을 갖는 치과용 기구 인서트의 평면도이다.

<30> 도 2a는 본 발명의 전형적인 실시예에서 사용하는 다수의 부분 핸드 그립의 사시도이다.

<31> 도 3은 도 2에 도시된 평면도로부터 약 90도 회전된 도 2의 치과용 기구 인서트의 측면도이다.

<32> 도 3A는 본 발명의 교체가능한 실시예에서 팁에 물을 전달하는 외부 플로우 튜브를 갖는 치과용 기구 인서트의 측면도이다.

<33> 도 3B는 하나 이상의 LED를 갖는 도 2의 치과용 기구 인서트의 원심부를 예시한다.

<34> 도 3C는 인서트의 슬리브 커버부를 갖는 치과용 기구 인서트의 측면도를 예시한다.

<35> 도 3D는 도 3C의 단면도이다.

<36> 도 4는 도 2의 치과용 기구 인서트의 팁을 예시한다.

<37> 도 5는 약 90도 회전된 도 4의 팁을 예시한다.

<38> 도 6A는 도 2의 6-6선에 따른 치과용 기구 인서트의 단면도이다.

<39> 도 6B는 본 발명의 다른 전형적인 실시예의 치과용 기구 인서트의 부분 단면도이다.

<40> 도 6C는 본 발명의 교체가능한 실시예에서 팁에 물을 전달하는 외부 플로우 튜브를 포함하는 도 3A의 치과용 기구 인서트의 부분 단면도이다.

<41> 도 6D는 본 발명의 교체가능한 실시예에서 도 2의 치과용 기구 인서트의 팁에 내부 플로우 채널을 예시한다.

<42> 도 6E는 인서트의 일부를 커버하는 슬리브를 갖는 본 발명의 치과용 인서트의 다른 실시예를 예시한다.

<43> 도 7은 도 2의 치과용 기구 인서트의 분해 사시도이다.

<44> 도 7A, 7B 및 7C는 본 발명의 전형적인 실시예에서 도 2의 치과용 기구 인서트의 일부에 광원의 함유물, 트랜스듀서 및 자기 소자를 예시한다.

<45> 도 7D는 자성체 또는 자기원에 대한 홀더의 다른 실시예를 도시한다.

<46> 도 8, 도 9 및 도 10은 본 발명의 전형적인 실시예에서 일체화된 광원의 발광 회로를 예시한다.

<47> 도 11은 초음파 치과용 기구를 형성하기 위하여 도 2의 초음파 치과용 기구 인서트에 이용될 수 있는 초음파 치과용 핸드피스의 측면도이다.

<48> 도 12는 도 11의 초음파 치과용 핸드피스의 분해 사시도이다.

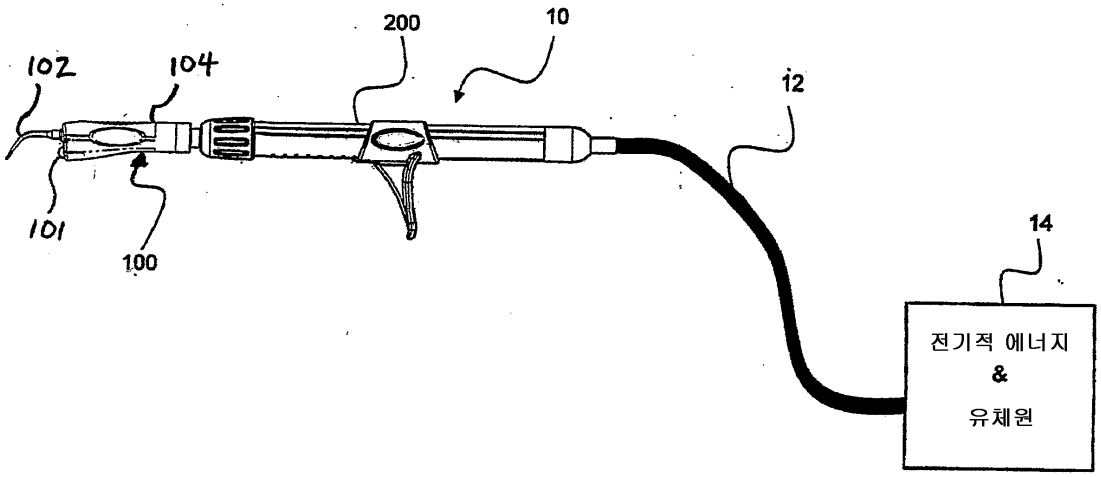
<49> 도 13은 압전 발생기를 포함하는 초음파 치과용 유닛(또는 시스템)의 다른 예의 블록도이다.

<50> 도 14는 마찰 발광성 재료를 포함하는 다른 초음파 치과용 유닛(또는 시스템)의 블록도이다.

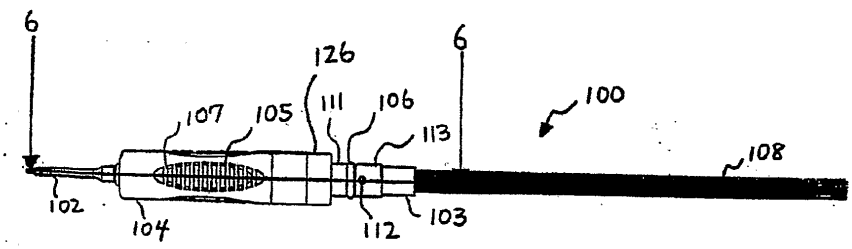
<51> 도 15는 본 발명의 전형적인 실시예에서 초음파 치과용 기구를 이용하여 작업 영역을 조명하는 방법을 예시하는 순서도이다.

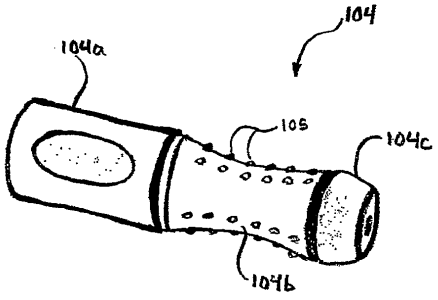
도면

도면1



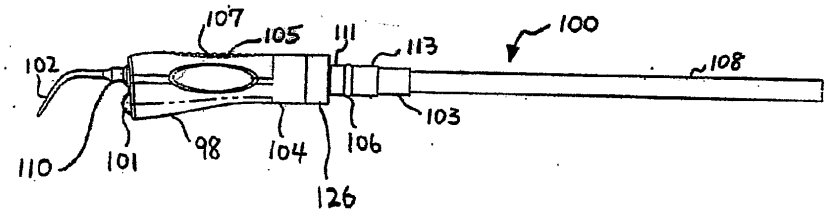
도면2





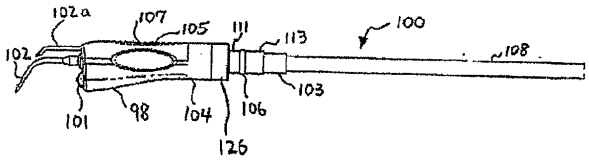
2A

도면3



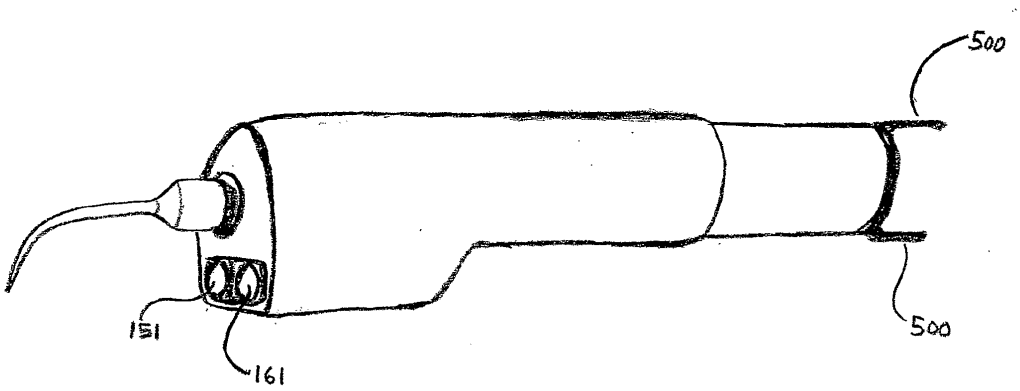
도면3A

3A

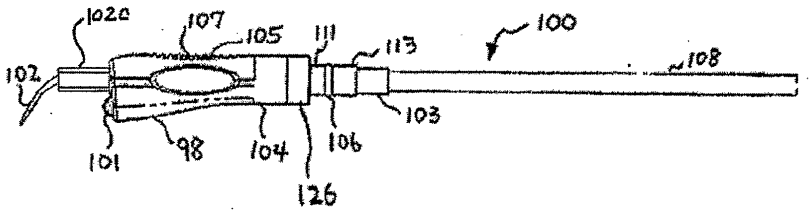


도면3B

3B

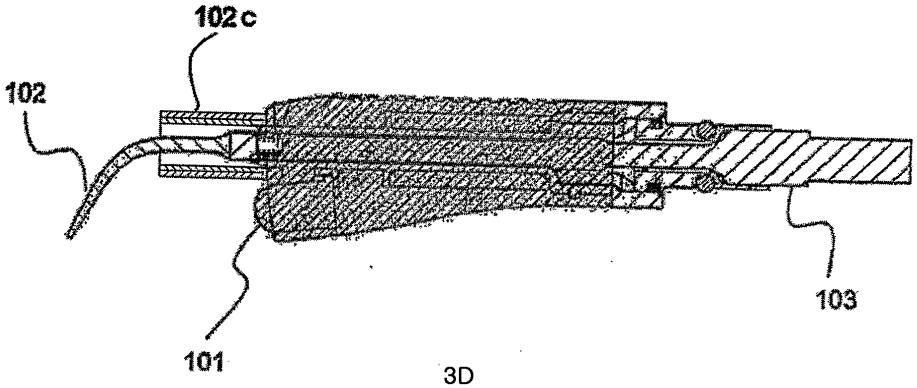


도면3C



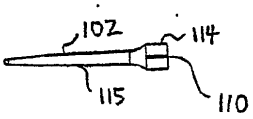
3C

도면3D

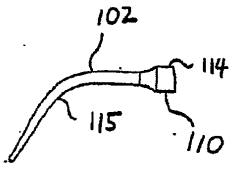


3D

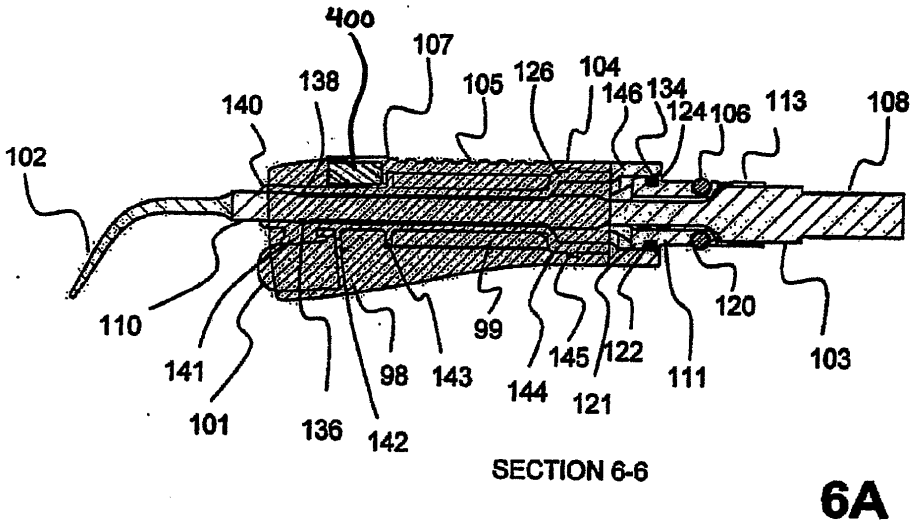
도면4



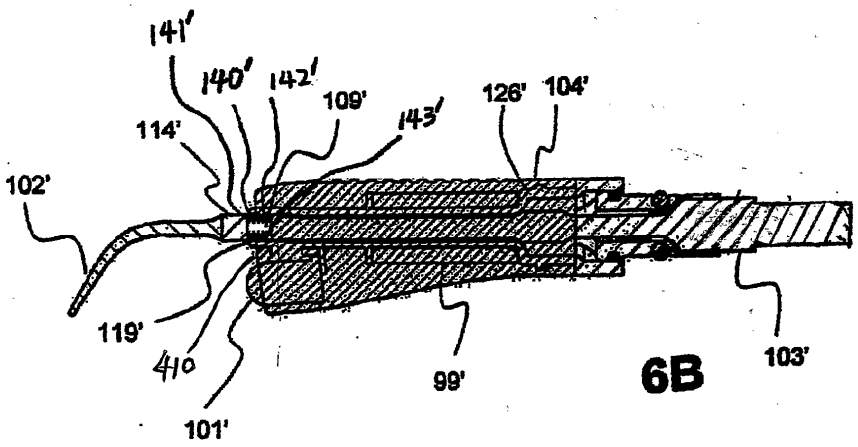
도면5



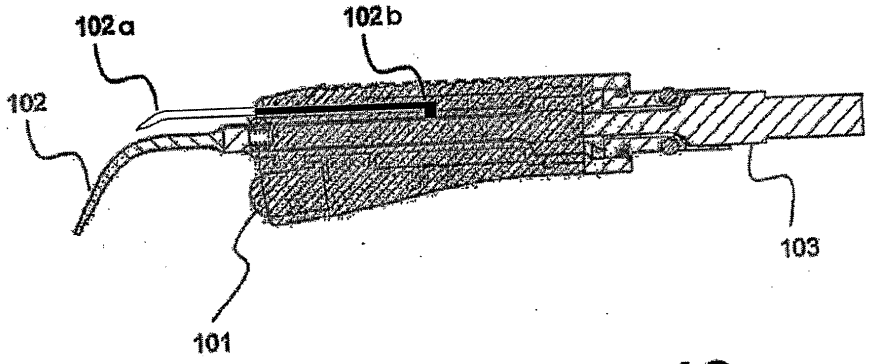
도면6A



도면6B

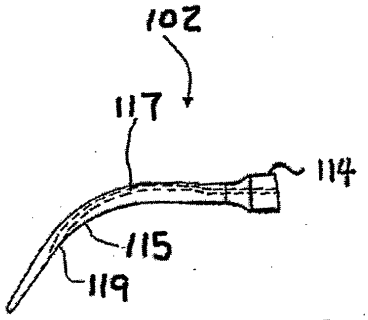


도면6C



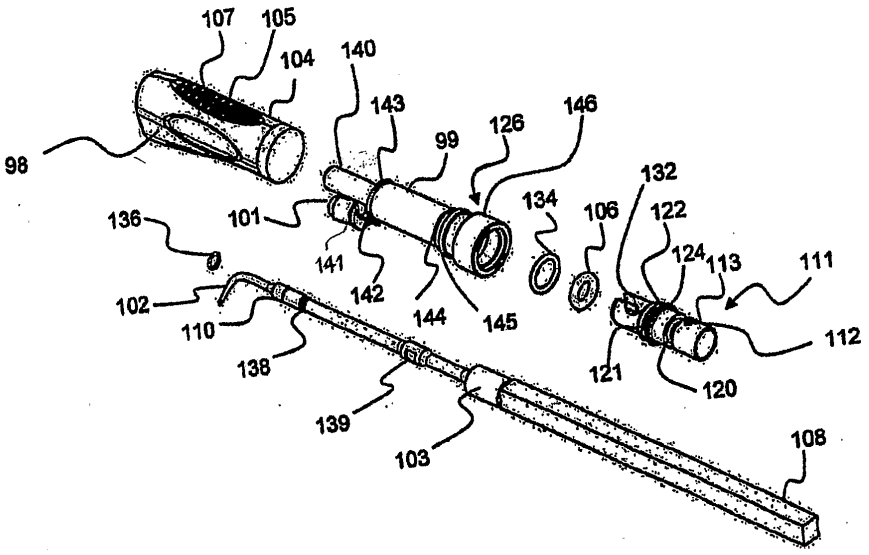
6C

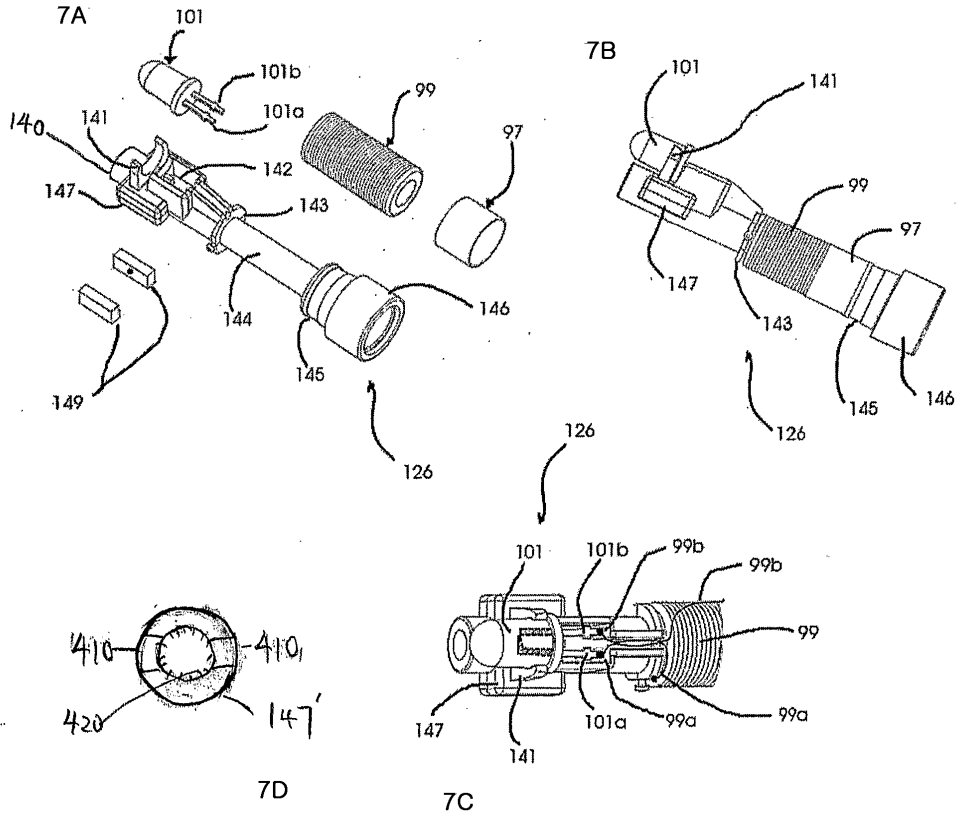
도면6D



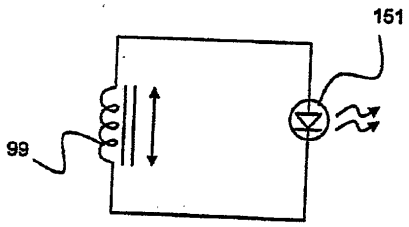
6D

도면7

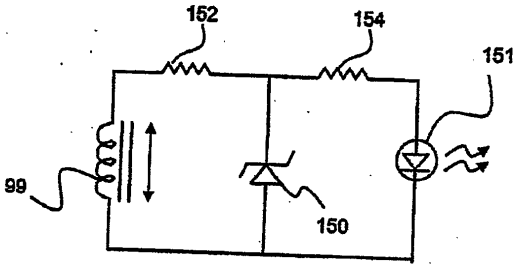

107
105
104
140
143
99
126
146
98
132
134
106
122
136
101
124
113
111
141
142
144
145
102
110
112
138
121
120
139
103
108


7A
101
101b
101a
99
97
140
141
142
147
143
144
146
145
149
126
7B
101
141
99
97
147
143
145
146
126
126
101
101b
99b
99b
99
147
101a
99a
99a
141
410
410
420
147'
7D
7C

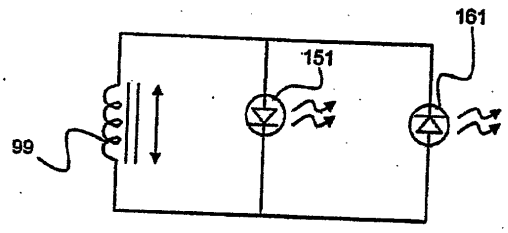
도면8



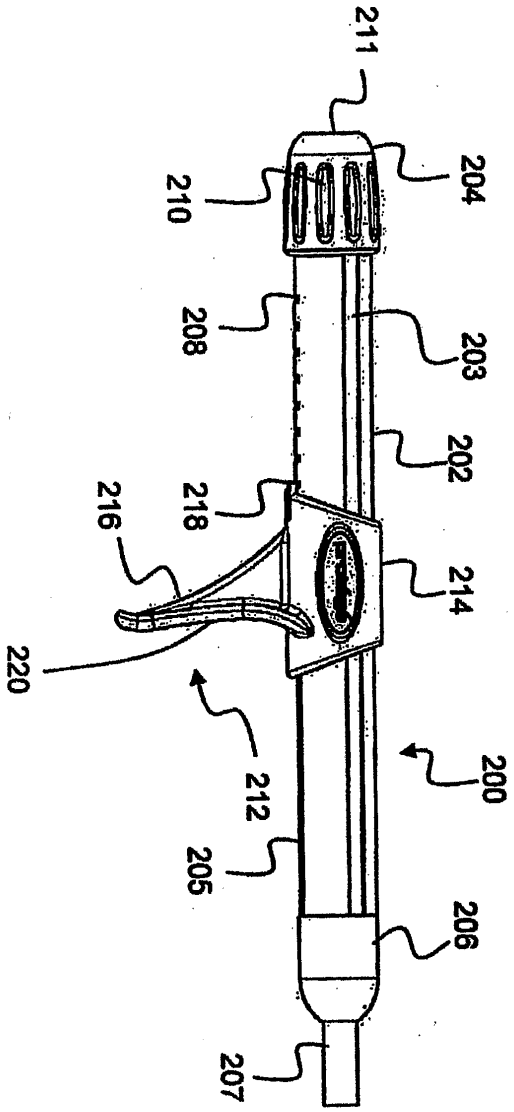
도면9



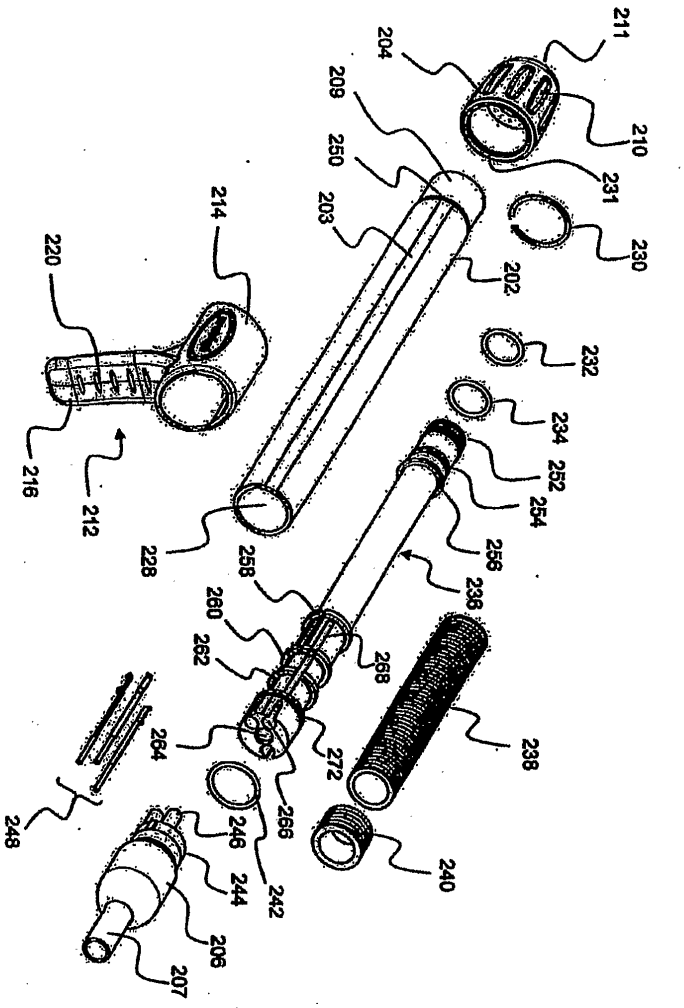
도면10



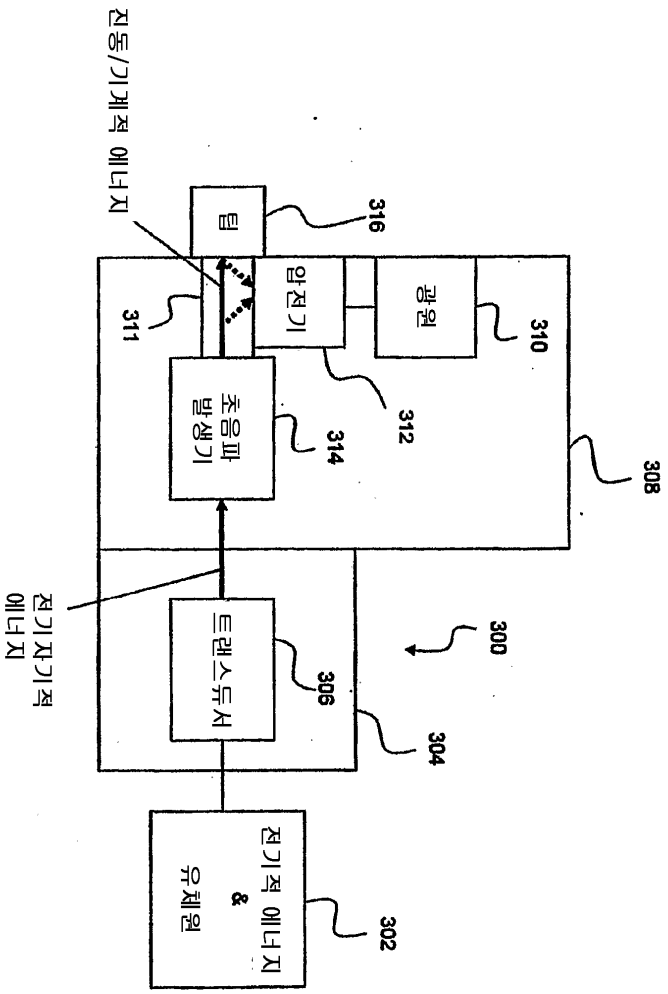
도면11



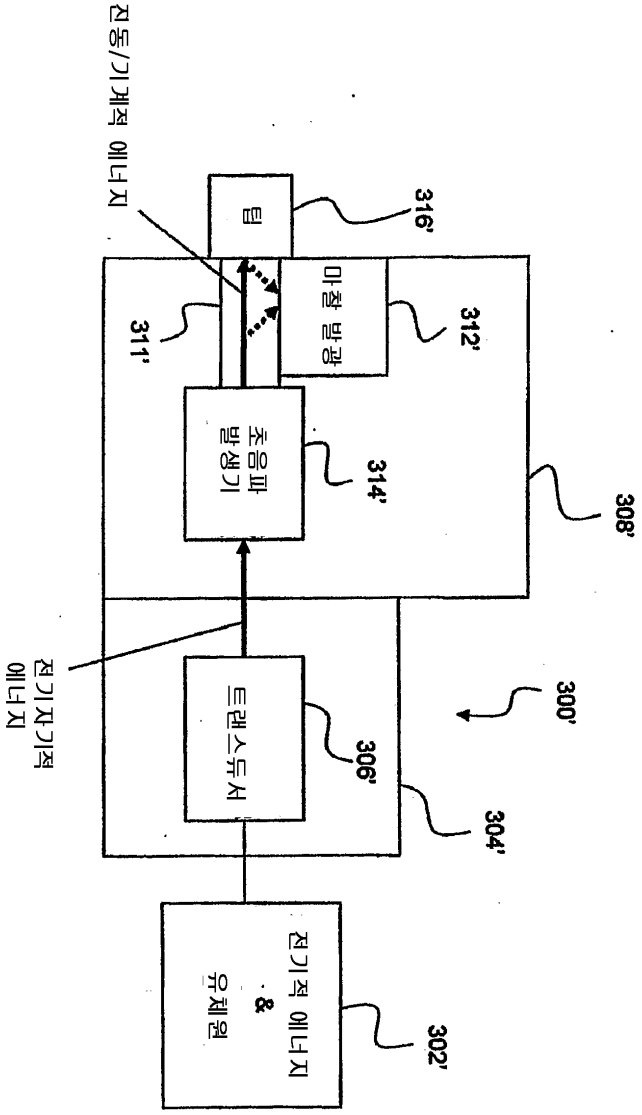
도면12


211
204
209
210
250
231
203
230
214
202
220
232
234
252
254
216
212
228
256
258
236
260
262
268
238
264
272
266
248
246
244
242
240
206
207

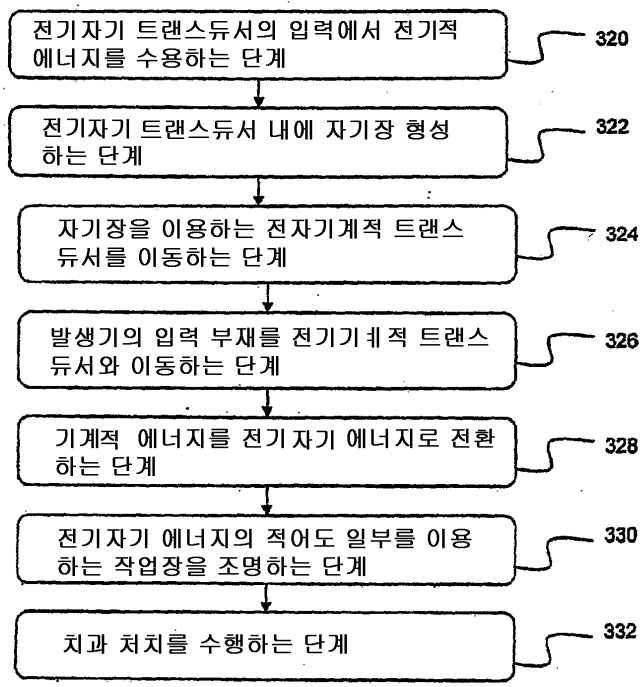
도면13


진동/기계적 에너지
팁
316
압전기
광원
310
311
312
초음파 발생기
314
308
전기자기적 에너지
트랜스듀서
306
300
304
전기적 에너지 & 유체원
302

도면14


진동/기계적 에너지
팁
316'
마찰 발광
312'
311'
초음파 발생기
314'
308'
전기/기계적 에너지
트랜스듀서
306'
300'
304'
전기적 에너지 & 유체원
302'

도면15


전기자기 트랜스듀서의 입력에서 전기적 에너지를 수용하는 단계
320
전기자기 트랜스듀서 내에 자기장 형성하는 단계
322
자기장을 이용하는 전자기계적 트랜스듀서를 이동하는 단계
324
발생기의 입력 부재를 전기기계적 트랜스듀서와 이동하는 단계
326
기계적 에너지를 전기자기 에너지로 전환하는 단계
328
전기자기 에너지의 적어도 일부를 이용하는 작업장을 조명하는 단계
330
치과 처치를 수행하는 단계
332