

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2018년 9월 20일 (20.09.2018)



(10) 국제공개번호
WO 2018/169362 A2

- (51) 국제특허분류: A61C 5/42 (2017.01) A61C 5/46 (2017.01)
A61C 5/48 (2017.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2018/003120
- (22) 국제출원일: 2018년 3월 16일 (16.03.2018)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보: 10-2017-0033709 2017년 3월 17일 (17.03.2017) KR
- (71) 출원인: 주식회사 덴플렉스 (DENFLEX CO., LTD.)
[KR/KR]; 08381 서울시 구로구 디지털로 27길 24, 708호, Seoul (KR).
- (72) 발명자: 김형우 (KIM, Hyung-Woo); 10374 경기도 고양시 일산서구 후곡로 60, 307동302호, Gyeonggi-do (KR).
- (74) 대리인: 정영수 (JEONG, Young-Su); 08390 서울시 구로구 디지털로 32길 30, 505호, Seoul (KR).
- (81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU,

ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

규칙 4.17에 의한 선언서:

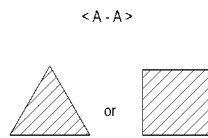
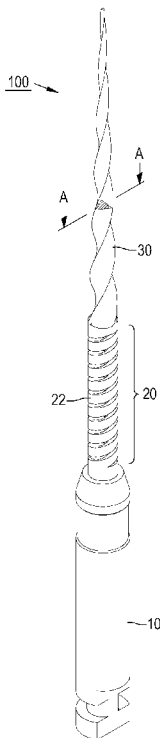
— 발명자 선언 (규칙 4.17(iv))

공개:

— 국제조사보고서 없이 공개하며 보고서 접수 후 이틀 별도 공개함 (규칙 48.2(g))

(54) Title: ENDODONTIC FILE FOR DENTAL ENDODONTIC TREATMENT

(54) 발명의 명칭: 치아 신경치료용 엔도파일



(57) Abstract: The present invention provides an endodontic file for dental endodontic treatment, the endodontic file comprising: a head part inserted into and detachably coupled to an electric power tool; a tissue removing blade part which is inserted into a root canal of a patient and rotates to remove nerve tissue and the like of a diseased tooth; and a stress dispersing part including helical coil spring ribs having the same inner diameter and center axis between the head part and the tissue removing blade part, whereby the endodontic file can prevent stress concentration caused by rotation resistance generated when the endodontic file rotates in a root canal and minimize breaking of the endodontic file.

(57) 요약서: 본 발명은 치아 신경치료용 엔도파일을 제공하는 것으로서, 전동 공구에 삽입되어 탈착식으로 결합되는 헤드부; 환자의 치근관 내부로 삽입되어 회전에 의해 병든 치아 신경조직등을 제거하는 조직제거날부; 및 상기 헤드부와 조직제거날부 사이에 동일한 내경과 중심축을 가지는 헬리컬 형태의 코일 스프링 살대들로 이루어진 응력 분산부를 구비함으로써, 엔도파일이 치근관내에서 회전시 발생하는 회전 저항성으로 인해 발생하는 응력집중을 방지하고 엔도파일이 파단되는 현상을 최소화할 수 있도록 구성된 것이다.

WO 2018/169362 A2

명세서

발명의 명칭: 치아 신경치료용 엔도파일

기술분야

- [1] 본 발명은 치아 신경치료용 엔도파일에 관한 것으로서, 보다 상세히는 회전 전동 공구에 결합되는 헤드부와, 병든 신경조직을 제거하는 조직제거날부, 상기 헤드부와 조직제거날부 사이에 엔도 파일의 회전중심축과 동일한 중심축을 가지는 헬리컬(helical) 형태의 코일스프링 살대들로 이루어진 응력 분산부를 구비함으로써, 엔도파일이 사용중에 파단되는 현상을 최소화 하도록 개선된 치아 신경 치료용 엔도파일에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 일반적으로, 엔도파일(Endodontic file)은 치아의 치신경을 제거하는 의료 도구로서, 병변이 발생된 치근관(root canal) 내부로 깊이 인입되어 신경 및/또는 병든 조직을 제거하기 위해 사용되며, 치아의 형태에 따라 구부러져야 하기 때문에 탄성 재질로 제조된다.
- [3] 이와 같은 엔도파일은 전세계 모든 치과에서 광범위하게 사용되고 있으며, 에어나 전기 모터의 힘에 의하여 자동으로 회전하는 전동 공구에 장착되어 회전한다.
- [4] 종래의 엔도파일은 전동 공구에 탈착식으로 연결된 헤드부가 회전하면, 그 회전력은 조직제거날부로 전달되어 조직제거날부가 회전하게 되고, 그 회전하는 조직제거날부가 병든 치아의 신경, 혈관 및 조직을 제거하여 신경치료를 할 수 있게 해 준다. 이와 같은 신경치료 과정 중에는 엔도파일의 조직제거날부가 치근관(root canal) 내부로 인입 및 인출이 반복적으로 이루어지게 된다.
- [5] 그러나, 종래의 엔도파일은 신경치료 시술 중에 종종 조직제거날부 부위에서 파단 현상이 발생하는 문제점이 있었다. 이와 같은 엔도파일의 파단은 조직제거날부가 치근관 내부에 삽입된 상태에서, 헤드부로부터 전달되는 회전력에 의해 조직제거날부가 회전할 때, 신경 및 조직들에 의한 회전 저항력에 의해 조직제거날부에 과도한 응력이 집중되어 발생하거나, 또는 치근관의 휘어짐이 심한 치근관 부위에서의 회전으로 인해 응력 집중이 발생하거나 또는 치근관에 딱 끼는 경우 순간적으로 특정 부위에 과도한 응력이 집중되는 등의 이유로 발생하였다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [6] 본 발명의 목적은 상기와 같은 종래의 문제점을 해소시키기 위한 것으로서, 치근관내로 진입 후 엔도파일의 회전시에 회전 저항력에 의해 발생하는 응력에 의해 엔도파일이 부러지는 현상을 최소화하도록 개선된 치아 신경치료용

엔도파일을 제공함에 있다.

- [7] 그리고, 본 발명의 다른 목적은 엔도파일이 치근관내로 진입후, 회전 시에 엔도파일이 파단될 정도의 응력이 발생되기 이전 단계에서 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들로 이루어진 응력 분산부가 감기면서 나타나는 특이한 소리와 느낌으로 시술자가 엔도파일의 조직제거날부에 과도한 응력이 발생하고 있다는 것을 용이하게 감지할 수 있도록 해 주는 기능을 갖는 치아신경치료용 엔도파일을 제공함에 있다.

- [8] 또한, 본 발명은 기존의 엔도파일들의 경우 치근관내에서 회전하는 도중에 가해지는 응력에 의해 조직제거날부의 팁(tip) 부위에서 파단이 일어나 치근관내에 박혀서 제거가 불가능한 심각한 상황이 종종 발생하는 문제점을 해소하기 위한 것으로서, 본 발명의 또 다른 목적은 치근관내에서 회전시 발생하는 과도한 응력에 의해 엔도파일의 어느 부위가 파단될 경우, 특히 전동공구에 탈착되는 헤드부와 조직제거날부 사이의 연결부에 형성되며 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들로 이루어진 응력 분산부에서 파단이 일어나게 함으로써, 파단된 조각이 치근관내에 박히지 않아 용이하게 제거할 수 있는 보다 안전한 치아신경 치료용 엔도파일을 제공하는 것에 있다.

과제 해결 수단

- [9] 상기와 같은 목적을 달성하기 위하여 본 발명은, 치아 신경치료용 엔도파일에 있어서, 회전 전동공구에 삽입되어 탈착식으로 결합되는 헤드부; 환자의 치근관내로 삽입되어 병든 치아신경을 제거하는 조직제거날부; 및 상기 헤드부와 조직제거날부 사이에 길이 방향의 동일 구간내에 동일한 내경과 동일한 중심축을 가지는 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대로 이루어진 응력 분산부를 포함한다.
- [10] 바람직하게는, 상기 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들은 엔도파일의 길이 방향으로 엔도파일의 회전중심축을 따라 나선형으로 관통되게 절개함으로써 형성된다.
- [11] 보다 바람직하게는, 상기 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들은 동일한 내경과 중심축을 가지는 복수의 코일스프링들을 각각 형성하고, 상기 복수의 코일스프링들은 단일 코일스프링의 상하 위치의 선재 사이에 또 다른 단일 코일스프링의 선재가 위치하여, 복수의 코일스프링들의 선재들이 상하 방향으로 서로 교번적으로 위치한다.
- [12] 가장 바람직하게는, 상기 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들은 엔도파일의 회전중심축을 관통하는 수평관통홀을 사이에 두고 서로 마주보게 위치한다.

발명의 효과

- [13] 본 발명에 의하면, 다음과 같은 효과를 가진다.
- [14] 전동공구의 회전력에 의해 엔도파일이 회전하면서 치근관내의 병든

치아조직들을 제거하는 도중에 엔도파일의 조직제거날부에 과도한 회전 저항력이 발생하게 되면, 헤드부와 조직제거날부 사이에 형성되어 있는 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대가 감기는 현상이 일어난다. 이 경우, 시술자는 조직제거날부에 과도한 저항이 발생했다는 것을 느낌과 동시에 복수의 코일스프링의 선재들이 서로 부딪히면서 나는 특유의 소리로 조직제거날부에 과부하가 걸리고 있다는 것을 알 수 있는 기능이 있다. 나아가, 복수의 코일스프링 살대가 감기면서 일정부분의 응력을 흡수하여 조직제거날부에 발생할 수 있는 응력의 크기를 줄여주는 효과를 가진다. 이와 함께 또한, 복수의 코일스프링 살대가 감기면서 응력이 조직제거날부에 바로 발생하는 것을 딜레이시켜줌으로써, 조직제거날부가 시간을 갖고 상대적으로 느린 속도로 치아조직을 밀면서 회전할 수 있는 시간을 확보해 주고, 그 결과 조직제거날부에 가해지는 충격을 완충시켜 엔도파일의 파단가능성을 현저히 감소시키는 효과를 가진다.

- [15] 또한, 조직제거날부에 과도한 저항이 발생하게 되면 코일스프링이 감기는 현상과 코일스프링이 감길 때 나타나는 특이한 느낌과 코일스프링들의 선재들이 서로 부딪히면서 나는 특이한 소리로 인해 시술자가 조직제거날부에 과도한 저항이 발생했다는 것을 용이하게 인지할 수 있어 파단전에 이에 대한 조치를 시술자가 할 수 있어 엔도파일을 이용한 치아신경치료시 기존 엔도파일 대비 더 우수한 안정성을 확보할 수 있는 효과를 가진다.
- [16] 그리고, 복수의 코일스프링 살대들로 이루어진 응력 분산부는 복수의 코일스프링 구조를 가지기에, 조직제거날부가 치근관내로 인입된 상태에서 응력 분산부가 형성된 연결부가 90°각도로 휘 수 있다. 따라서, 입이 잘 벌어지지 않는 환자의 구강내 안쪽에 위치한 치아의 신경치료를 함에 있어서, 엔도파일의 조직제거날부 상부 부위가 90°각도로 휘 상태에서 전동 공구의 회전력을 원활히 전달할 수 있어 환자가 무리하게 입을 크게 벌리지 않아도 시술이 가능하게 되었다. 결과적으로 본 발명에 의하면 전동공구를 이용한 신경치료가 불가능했던 환자에게도 전동공구를 이용한 치아신경치료를 가능하게 함으로써 환자와 시술자 모두에게 편안함과 편리함을 제공할 수 있다.
- [17] 이하에서는 대만 특허공개공보 제TW200820948A호[이하, 종래기술이라 함]와 본 발명의 기능적 차이점에 대하여 추가적으로 설명한다. 참고로, 종래기술의 도 6 및 도 7은 조직제거날부와 헤드부를 이어주는 연결부가 단일 스프링 구조로 이루어진 것을 개시하고, 종래기술의 도 5는 조직제거날부와 헤드부를 직접 이어주는 직선형의 단일 살대가 형성됨과 동시에, 상기 직선형 살대와 일체형으로 연결되지 않은 스프링 구조체가 상기 직선형의 살대를 나선형으로 감싸고 있는 구조[도 5 참조]를 개시하고 있다.

[18]

[19] **1. 기능적 차이점 1**

[20] 종래기술은 단일 스프링구조로 인해 어느 정도의 충격완충기능이 있지만,

헤드부와 조직제거날부 사이를 일체형으로 직접 이어주는 연결부가 하나의 살대로 이루어지게 됨으로써, 구조적 안전성 때문에 연결부의 횡단면적이 치근관내에서 회전시 파단이 자주 발생하는 조직제거날부의 횡단면적 보다는 크거나 같게 형성되어야 한다. 그 결과, 조직제거날부에 직접 연결되는 연결부에 단일 스프링 구조를 형성하더라도 조직제거날부에 가해지는 회전저항력의 크기가 상당한 크기 이상이어야만 상기 연결부에서의 스프링 구조에 의한 충격완충효과를 볼 수 있다. 따라서, 종래기술의 경우에도, 기존의 다른 엔도파일과 마찬가지로, 엔도파일이 치근관내에서 회전하는 도중에 가해지는 과도한 응력에 의해 조직제거날부에서 파단이 발생하게 된다.

[21] 또한, 중앙에 조직제거날부에 직접 연결되는 직선형 살대가 위치되고 상기 직선형 살대를 일체형이 아닌 단순히 감싸고 도는 형태의 스프링 구조체는 조직제거날부에 가해지는 회전 저항력을 완충하는 기능은 없으며, 단지 엔도파일이 좌우로 움직일 때 받는 측방압을 완충하는 한정적 기능을 할 뿐이다.

[22] 본 발명의 엔도파일은 헤드부와 조직제거날부를 직접 일체형으로 이어주는 연결부에 복수의 코일스프링 살대로 이루어진 응력 분산부를 구비한다. 바람직하게는 구조적 안정성을 위해서 복수의 코일스프링 살대의 횡단면적의 합이 치근관내에서 회전시 파단이 자주 발생하는 조직제거날부의 횡단면적 보다 크거나 같게 형성되어야 한다. 다만, 이 경우 각각의 코일스프링 살대의 횡단면적은 조직제거날부의 횡단면적과 같거나 심지어 작게 형성될 수도 있다. 따라서, 본 발명의 복수의 코일스프링 살대 각각은 종래기술 보다 적은 회전 저항력에서도 바로 반응할 수 있어서, 응력 분산 또는 완충 효과를 극대화할 수 있다.

[23]

[24] **2. 기능적 차이점 2**

[25] 종래기술 또는 종래의 엔도파일의 경우에는 엔도파일의 조직제거날부가 치근관내에서 회전시 조직제거날부에 과도한 응력이 걸릴 경우, 조직제거날부에서 파단이 발생하여 파단된 조직제거날부가 치근관내에 박혀서 쉽게 제거할 수 없는 어려움이 있다. 이에 반하여, 본 발명은 엔도파일의 길이 방향으로 엔도파일의 회전중심축을 따라 나선형으로 관통되게 절개함으로써 자연스럽게 형성되는 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들이 엔도파일의 회전중심축을 관통하는 수평관통홀을 사이에 두고 서로 마주보게 위치하는 구조를 가진다.

[26] 따라서, 만약 조직제거날부가 회전 시 뭔가에 걸려서 과도한 회전저항력이 발생되었을 때 회전중심축을 따라 나선형으로 관통되게 배치된 복수의 코일스프링 살대들에 회전 저항력이 배분된다. 다만, 이 경우, 복수의 코일스프링 살대 중 회전저항력이 직접 발생된 조직제거날부의 외주면 지점 직상방에 위치한 코일스프링 살대에 전달되는 힘과 회전저항력이 발생된 지점으로부터 더 멀리 위치하는 또다른 코일스프링 살대에 전달되는 힘이

다르게 되고, 그에 따라 서로 마주하는 코일스프링 살대들의 변형정도도 다르게 되고, 결과적으로 어느 하나의 살대에 한계치 이상의 변형과 응력이 발생하게 되면 먼저 한계치 이상에 도달한 살대부위에 파단이 오게 된다. 그 다음 특정 살대의 파단에 의해 회전저항력을 고르게 배분할 수 없게 되어 다시 남은 살대에 회전저항력이 집중적으로 작용하게 되어 연이어 나머지 살대들이 파단되게 된다.

[27] 따라서, 본 발명의 경우, 종래기술과 달리, 조직제거날부에 과도한 응력이 걸릴 경우, 조직제거날부에서 파단이 발생하기 보다는, 복수의 코일스프링 살대로 이루어진 응력 분산부에서 파단이 발생하기 때문에, 엔도파일의 파단 이후에도 쉽게 치아로부터 제거할 수 있다.

[28]

[29] **3. 기능적 차이 3**

[30] 본 발명의 조직제거날부에 과도한 회전저항력이 발생되어 복수의 코일스프링 살대에 비틀림 변형이 올 때, 복수의 코일스프링 살대들이 서로 부딪히면서 특이한 소리가 나게 되고, 그 결과 시술자는 엔도파일에 현재 과도한 회전저항력이 발생하고 있다는 것을 알게 되어 엔도파일이 파단되기 이전에 치근관내에서 파일을 제거할 수 있는 사전 경고 기능을 가진다. 이와 같은 사전 경고 기능은 종래기술 및 기존의 엔도파일에 전혀 개시 내지 적용되어 있지 않다.

[31]

[32] **4. 기능적 차이 4**

[33] 일반적으로, 엔도파일을 이용해 시술할 경우, 고무(rubber)로 만들어진 스톱퍼(stopper)를 엔도파일의 연결부에 위치시킴으로써 시술자가 스톱퍼의 위치를 통해 엔도파일의 시술 깊이를 가늠할 수 있다. 종래기술의 경우, 연결부가 단일의 코일스프링 구조로 이루어져 있기에, 스톱퍼가 엔도파일의 길이방향을 따라 상하 이동이 불가능하거나 어려운 문제점이 있다. 설령, 스톱퍼를 사용한다 할지라도 엔도파일 사용 중 연결부의 스프링 구조가 일측 방향으로 휘어질 경우, 휘는 부위의 바깥쪽 측면의 상하 선재 사이의 공간이 많이 벌어지는 현상이 발생하여 그 부위에 스톱퍼가 위치하고 있으면 스톱퍼가 의도하지 않은 위치로 이동하게 되어 스톱퍼의 적절한 사용이 불가능하다. 이에 반하여, 본 발명은 동일한 외경내에 동일한 중심축를 갖는 복수의 코일스프링 살대로 이루어져 있기에, 휘어진 상태에서도 스톱퍼가 의도하지 않은 위치로 이동할 염려가 전혀 없으므로 엔도파일을 이용한 치료도중 스톱퍼를 정확하고 효과적으로 이용할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[34] 도 1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 엔도파일 구조를 도시한 사시도로서, 헤드부와 조직제거날부 사이에 응력 분산부가 형성된 구조를 도시한다.

- [35] 도 2는 도 1의 응력 분산부를 절개한 절개면을 나타내기 위한 절개사시도이다.
 [36] 도 3은 본 발명의 제2 실시예에 따른 엔도파일 구조를 도시한 사시도로서, 헤드부와 조직제거날부 사이에 응력 분산부가 형성된 구조를 도시한다.
 [37] 도 4는 도 3의 응력 분산부를 절개한 절개면을 나타내기 위한 절개사시도이다.
 [38] 도 5는 본 발명에 따른 엔도파일에 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들로 이루어진 응력 분산부를 가공하는 방법을 도시하는 개념도이다.

발명의 실시를 위한 형태

- [39] 이하, 본 발명의 바람직한 실시 예를 도면을 참조하여 보다 상세히 설명한다.
 [40] 본 발명에 따른 치아 신경치료용 엔도파일(100)은, 도 1에 도시된 바와 같이, 회전 전동공구에 삽입되어 탈착식으로 결합되는 헤드부(10), 환자의 치근관내로 삽입되어 병든 치아신경을 제거하는 조직제거날부(30); 및 상기 헤드부(10)와 조직제거날부(30) 사이에 형성되며, 길이 방향의 동일 구간내에 동일한 내경과 동일한 중심축을 가지는 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들로 이루어진 응력 분산부(20)를 포함한다.
 [41] 도 1 및 도 2를 참조하면, 상기 응력 분산부(20)는 상기 헤드부(10)와 조직제거날부(30) 사이의 연결부에 형성되는 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들로 이루어진다. 상기 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들은 엔도파일의 길이 방향으로 엔도파일의 회전중심축을 따라 나선형으로 관통되게 절개함으로써 형성된다. 따라서, 상기 응력 분산부(20)는 수평관통홀이 엔도파일의 길이 방향을 따라 나선형으로 형성된 구조이다.
 [42] 도 1 및 도 2를 참조하면, 상기 응력 분산부(20)는 헤드부(10)와 조직제거날부(30) 사이에 2개의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대로 이루어질 수 있는데, 도 2를 참조하면 응력 분산부(20)의 단면을 2 분할한 구조를 이룬다. 한편, 도 3 및 도 4를 참조하면, 상기 응력 분산부(20)는 헤드부와 조직제거날부 사이에 4개의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들(22)로 이루어질 수도 있는데, 도 4를 참조하면 응력 분산부(20)의 단면을 4 분할한 구조를 이룬다. 이와 같이, 상기 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들은 복수개로 형성될 수 있음은 자명하다.
 [43] 도 2를 참조하면, 상기 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대(22)들은 동일한 내경과 동일한 중심축을 가지는 복수의 코일스프링들을 각각 형성하고, 상기 복수의 코일스프링들은 단일 코일스프링의 상하 위치의 선재 사이에 또 다른 단일 코일스프링의 선재가 위치하여, 복수의 코일스프링들의 선재들이 상하 방향으로 서로 교번적으로 위치하도록 구성된다. 또한, 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들(22)은 엔도파일의 회전중심축을 관통하는 수평관통홀을 사이에 두고 서로 마주보게 위치하도록 구성된다. 바람직하게는, 상기 헬리컬 형태의 코일스프링 살대는 적어도 1080°이상 감겨져 있는 형태를 가지도록 구성된다.
 [44] 이와 같은 응력 분산부(20)는 전동공구의 회전력에 의해 엔도파일이 회전하며

병든 치아조직을 제거하는 도중에 엔도파일의 조직제거날부에 회전력에 대한 과도한 저항이 발생하면, 일정 부분의 응력을 흡수하여 조직제거날부에 응력이 집중되는 것을 방지한다. 즉, 시술 중에 엔도파일의 조직제거날부에 회전력에 대한 과도한 저항이 발생할 경우, 조직제거날부 상부에 형성되어 있는 헬리컬 형태의 코일스프링 살대가 감기는 현상이 발생하면서, 코일스프링 살대가 일정 부분의 응력을 흡수하게 되어, 조직제거날부에 집중될 수 있는 응력의 크기를 줄여주는 기능을 하게 된다.

- [45] 또한, 응력 분산부(20)는 조직제거날부에 과도한 회전 저항력이 발생할 경우, 코일스프링 살대가 감기면서 응력이 조직제거날부에 바로 발생하는 것을 딜레이시켜줌으로써 조직제거날부가 시간을 갖고 상대적으로 느린 속도로 치아조직을 밀면서 회전할 수 있는 시간을 확보해줄 수 있고, 그 결과 조직제거날부에 직접 가해지는 충격을 완충시켜서 엔도파일의 조직제거날부에서의 파단가능성을 현저히 감소시킬 수 있다.
- [46] 또한, 시술 도중에 조직제거날부에 과도한 회전 저항력이 발생할 경우, 응력 분산부(20)의 코일스프링이 감기는 현상과 코일스프링이 감길 때 나타나는 특이한 느낌과 소리로 인해 시술자가 조직제거날부에 과도한 저항이 발생했다는 것을 인지할 수 있어, 파단전에 이에 대한 조치를 시술자가 할 수 있어 엔도파일을 이용한 치아신경치료시 우수한 안정성을 확보할 수 있다.
- [47] 한편, 복수의 코일스프링 살대들로 이루어진 응력 분산부는 복수의 코일스프링 구조를 가지기에, 응력 분산부가 형성된 연결부가 코일스프링 구조의 특성에 의해 90° 이상의 각도로 용이하게 휘어질 수 있다. 따라서, 시술자는 엔도파일의 연결부를 90° 정도의 각도로 휘어지게 한 상태에서 엔도파일의 조직제거날부에 전동 공구의 회전력을 원활히 전달할 수 있어, 환자가 무리하게 입을 크게 벌리지 않아도 편안한 시술이 가능하게 되었다.
- [48] 바람직하게는, 도1의 A-A 단면도에 도시된 바와 같이, 상기 조직제거날부(30)의 횡단면은 삼각형 또는 사각형을 이루도록 구성할 수 있다.
- [49] 본 발명에 따른 엔도파일의 조직제거날부는 어떤 형태를 갖더라도 본 발명의 효과를 달성할 수 있지만, 그 중 코일스프링 살대들로 이루어진 응력 분산부가 갖는 기능을 가장 극대화 할 수 있는 가장 효과적인 조직제거날부의 형태는 엔도파일의 길이방향 기준 횡단면에서 보았을 때 조직제거날부가 120° 마다 형성되어 있는 삼각형을 이루거나 조직제거날이 90° 마다 형성되어 있는 사각형인 것이 가장 바람직하다.
- [50] 그 이유는 이러한 횡단면에서 삼각형 또는 사각형을 이루는 형태의 조직제거날부는 치근관내에서 회전 저항력을 받았을 때 상부의 코일스프링 살대의 응력 분산부가 감기면서 일정부분 응력을 흡수하고 회전저항력이 최대치에 이르는 시간을 늦추어주고 있을 때 길이방향으로 뒤튕렸다 탄성력에 의해 복원될 수 있는 기능이 우수해 그 상황을 가장 효과적으로 극복할 수 있는 구조이기 때문이다.

- [51] 본 발명의 응력 분산부(20)를 이루는 코일스프링 살대(22)를 가공하는 방법은 다음과 같다.
- [52] 먼저, 와이어 방전 컷팅기나 레이저 컷팅기와 같은 가공기의 선의 형상으로 이루어진 절삭부(s)가 엔도파일의 헤드부와 조직제거날부 사이의 일정 부위의 외측면에서 코일스프링의 내경 수직중심축이 될 부위를 지나 반대측 외측면으로 나올 수 있도록 위치시킨다. 그 다음, 엔도파일과 절삭부(s) 중 하나를 회전시키거나 둘다 회전시키며, 그와 동시에 엔도파일과 절삭부(s) 중 하나 또는 둘 다를 코일스프링의 내경 수직중심축이 될 부위를 따라 전방 또는 후방으로 이동시키면서 절삭가공함으로써 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들로 이루어진 응력 분산부를 형성할 수 있다. 엔도파일 또는 절삭부(s)의 회전 중심축은 헬리컬 형태의 코일스프링의 내경 수직중심축과 동일한 중심축을 가진다. 도 5는 절삭부(s)을 고정시킨 상태에서 엔도파일을 회전시키고 동시에 헤드부 후방으로 이동시키는 방식으로 가공하는 일례를 참고로 도시한 것이다. 이와 같이 가공된 코일스프링 살대들 사이에는 도 2 및 도 4에 도시된 바와 같이, 나선형의 절개부(24)가 형성된다.
- [53] 한편, 도 3 및 도 4에 도시된 바와 같이, 응력 분산부(20)를 4개의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들로 형성함에 있어서는, 먼저 와이어 방전 컷팅기 또는 레이저 컷팅기를 이용하여 2개의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대를 상술한 가공 방법의 의해 형성하고, 그 다음에 다시 와이어 방전 컷팅기를 사용하여 2개의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대를 형성함으로써 최종적으로 4개의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대를 형성할 수 있다. 생산성 등을 고려해 볼 때, 레이저 컷팅기로 4개의 코일스프링 살대를 형성하는 것이 이상적이겠지만, 레이저 컷팅기로 2개의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대를 형성한 후, 다시 레이저 컷팅기로 나머지 2개의 코일스프링 살대를 가공하게 되면, 두번째 레이저 가공 시에 융착이 발생하여 코일스프링 살대의 성능 및 기능을 저하시키는 문제점이 발생하기 때문이다.
- [54] 바람직하게는, 헤드부와 조직제거날부 사이의 부위 마다 코일스프링 살대의 개수가 다르게 형성될 수 있다. 즉, 헤드부와 근접한 부위에서는 코일스프링 살대의 개수를 4개로 하고, 조직제거날부와 근접한 부위에서는 코일스프링 살대의 개수를 2개로 형성하는 것과 같이, 헤드부와 조직제거날부 사이의 부위에 따라 코일스프링 살대의 개수를 가변적으로 형성할 수 있다.
- [55] 한편, 상기 코일스프링 살대들은, 엔도파일의 회전중심축에 관통홀을 엔도파일의 길이방향으로 형성한 후, 외측면으로부터 관통홀까지 엔도파일의 길이 방향을 따라 헬리컬 형태로 절삭가공함으로써 헬리컬 형태로 가공될 수 있다.
- [56] 본 발명은 상기에서 도면을 참조하여 특정 실시 예에 관련하여 상세히 설명하였지만 본 발명은 이와 같은 특정 구조에 한정되는 것은 아니다. 당 업계의 통상의 지식을 가진 자라면 이하의 특허청구범위에 기재된 본 발명의

기술 사상 및 권리범위를 벗어나지 않고서도 본 발명을 다양하게 수정 또는 변경시킬 수 있을 것이다. 예를 들면, 수평 관통홀(152)의 단면 형상과, 장착 갯수 등은 동일한 효과를 발휘하면서도 가변적일 수 있다. 그렇지만 그와 같은 단순한 수정 또는 변형 구조들은 모두 명백하게 본 발명의 권리범위 내에 속하게 됨을 미리 밝혀 두고자 한다.

[57]

[58]

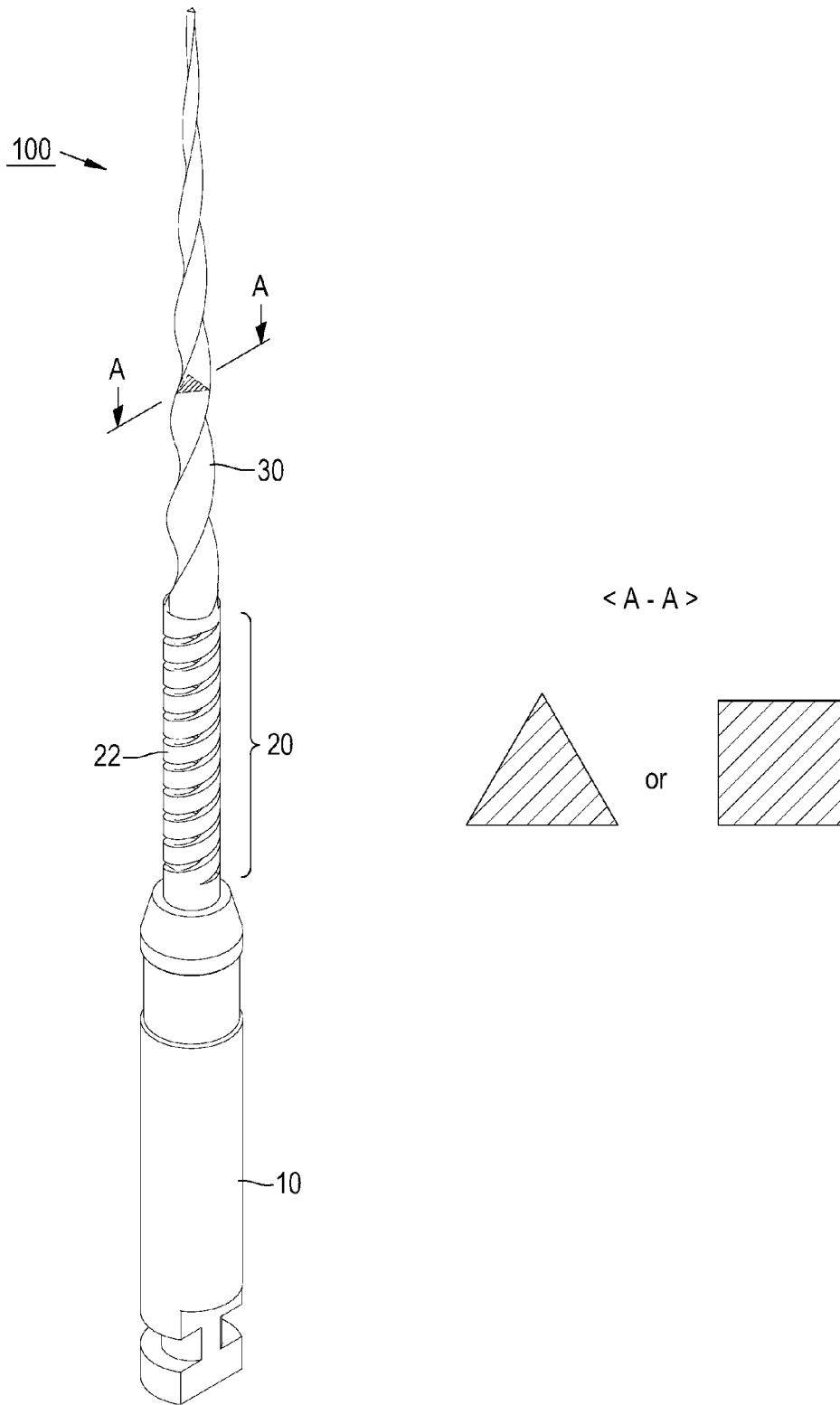
청구범위

- [청구항 1] 치아 신경치료용 엔도파일에 있어서,
헤드부;
환자의 치근관내로 삽입되어 병든 치아신경을 제거하는 조직제거날부;
및
상기 헤드부와 조직제거날부 사이에 길이 방향의 동일 구간내에 동일한 내경과 동일한 중심축을 가지는 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대로 이루어진 응력 분산부;
를 포함하는 것을 특징으로 하는 치아 신경치료용 엔도파일.
- [청구항 2] 제1항에 있어서, 상기 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들은 엔도파일의 길이 방향으로 엔도파일의 회전중심축을 따라 나선형으로 관통되게 절개함으로써 형성되는 것을 특징으로 하는 치아 신경치료용 엔도파일.
- [청구항 3] 제2항에 있어서, 상기 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들은 동일한 내경과 중심축부를 가지는 복수의 코일스프링들을 각각 형성하고, 상기 복수의 코일스프링들은 단일 코일스프링의 상하 위치의 선재 사이에 또 다른 단일 코일스프링의 선재가 위치하여, 복수의 코일스프링들의 선재들이 상하 방향으로 서로 교번적으로 위치하는 것을 특징으로 하는 치아 신경치료용 엔도파일.
- [청구항 4] 제2항에 있어서, 상기 복수의 헬리컬 형태의 코일스프링 살대들은 엔도파일의 회전중심축을 관통하는 수평관통홀을 사이에 두고 서로 마주보게 위치하는 것을 특징으로 하는 치아 신경치료용 엔도파일.
- [청구항 5] 제1항에 있어서, 상기 조직제거날부의 횡단면은 삼각형 또는 사각형을 이루는 것을 특징으로 하는 치아 신경치료용 엔도파일.
- [청구항 6] 제1항에 있어서, 상기 코일스프링 살대들은,
와이어 방전 커팅기나 레이저 같은 가공기의 선의 형상으로 이루어진 절삭부(s)가 엔도파일의 헤드부와 조직제거날부 사이의 일정 부위의 외측면에서 코일스프링의 내경 수직중심축이 될 부위를 지나 반대측 외측면으로 나올 수 있도록 준비하여 위치시킨 후, 엔도파일과 절삭부(s) 중 하나를 회전시키거나 둘다 회전시키며, 그와 동시에 엔도파일과 절삭부(s) 중 하나 또는 둘 다를 코일스프링의 내경 수직중심축이 될 부위를 따라 전방 또는 후방으로 이동시키면서 절삭가공함으로써 형성되는 것을 특징으로 하는 치아 신경치료용 엔도파일.
- [청구항 7] 제6항에 있어서, 상기 엔도파일 또는 절삭부(s)의 회전 중심축은 상기 헬리컬 형태의 코일스프링 살대의 내경 수직중심축과 동일한 중심축을 가지는 것을 특징으로 하는 치아 신경치료용 엔도파일.
- [청구항 8] 제6항에 있어서, 와이어 방전 커팅기 또는 레이저 커팅기를 이용하여

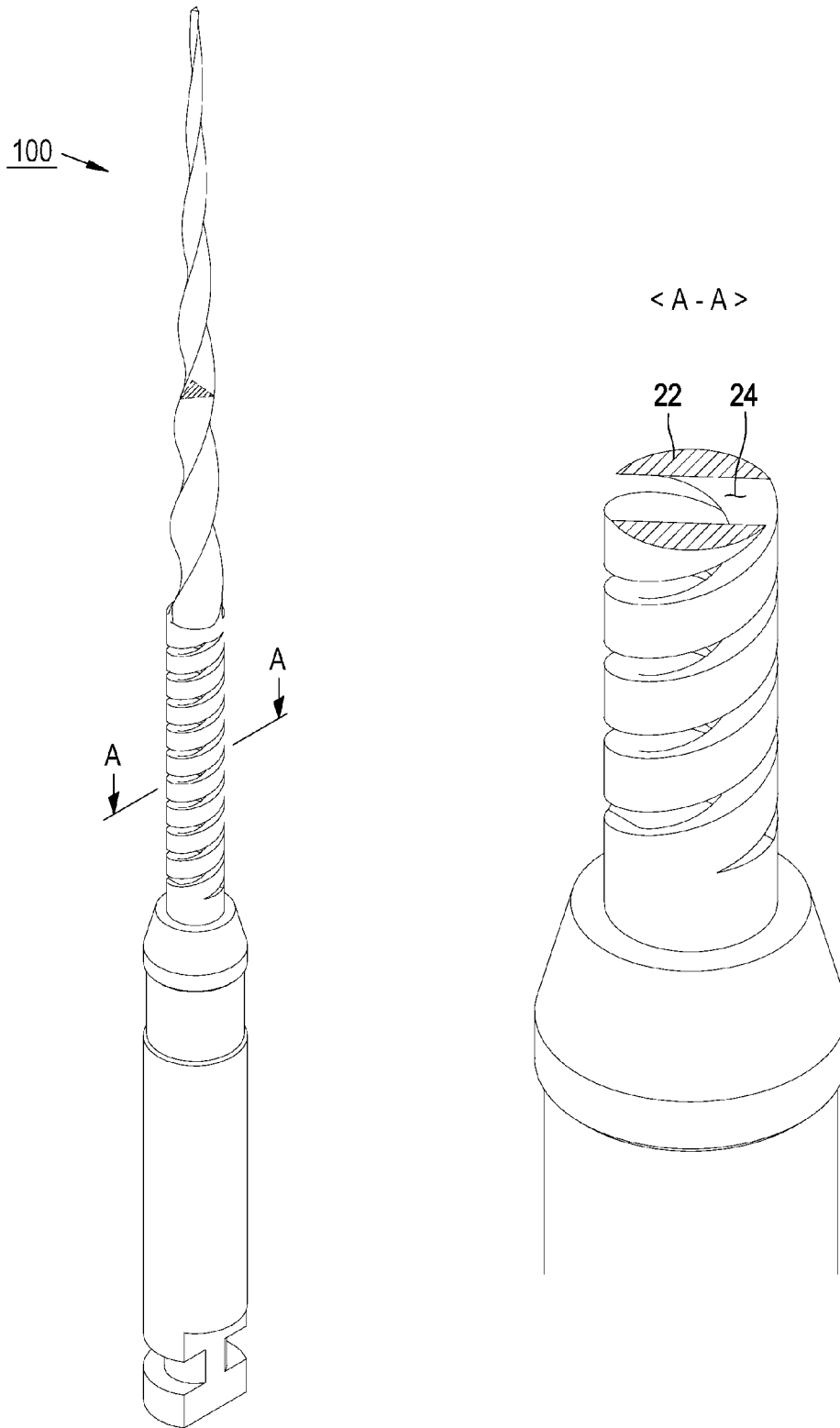
2개의 헬리컬 형태의 코일스프링을 형성한 후, 와이어 방전컷팅기를 사용하여 다시 2개의 코일스프링을 형성함으로써 4개의 헬리컬 형태의 코일스프링 구조체를 가지게 하는 것을 특징으로 하는 치아 신경치료용 엔도파일.

[청구항 9] 제1항에 있어서, 상기 코일스프링 살대들은, 엔도파일의 수직중심축부에 관통홀을 길이 방향으로 형성한 후, 외측면으로부터 관통홀까지 엔도파일의 길이 방향을 따라 헬리컬 형태로 절삭가공함으로써 형성되는 것을 특징으로 하는 치아 신경치료용 엔도파일.

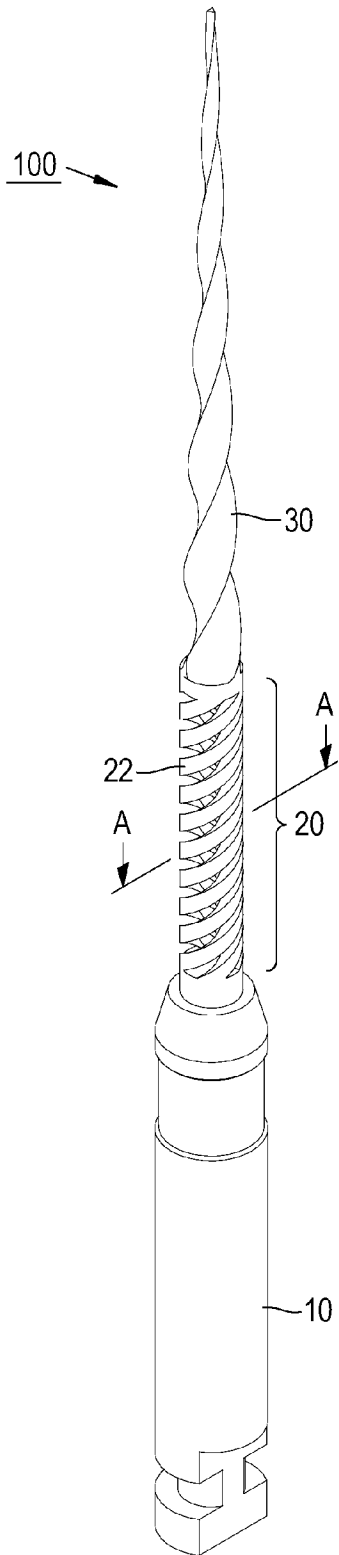
[도 1]



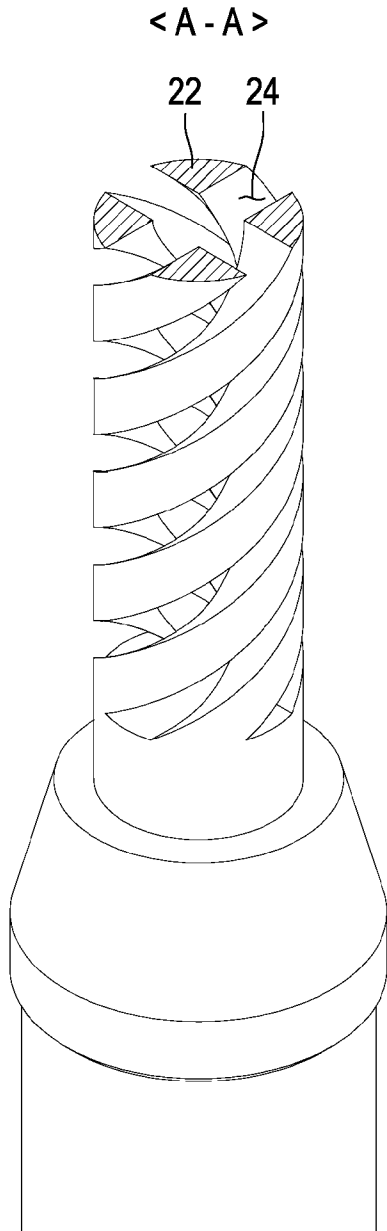
[도2]



[도3]



[도4]



[도5]

