



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0103751
(43) 공개일자 2013년09월24일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/12 (2006.01) A61B 18/14 (2006.01)
A61B 18/04 (2006.01) H05H 1/24 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-7011436
(22) 출원일자(국제) 2011년10월24일
심사청구일자 2013년07월25일
(85) 번역문제출일자 2013년05월02일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2011/068542
(87) 국제공개번호 WO 2012/055816
국제공개일자 2012년05월03일
(30) 우선권주장
102010060163.2 2010년10월26일 독일(DE)
(뒷면에 계속)

(71) 출원인
에에르베에 엘렉트로메디션 게엠베하
독일 72072 튀빙겐 발트호우늘스트라체 17
(72) 발명자
네우게 바우어, 알렉산더
독일 모에싱겐 72116 에베르하르트 스트라체7
피셔, 클라우스
독일 나골트 72202, 임멘가세 1
엔덜레, 마커스 디
독일 튜빙겐 72070, 버르크 스트라체 18
(74) 대리인
오위환

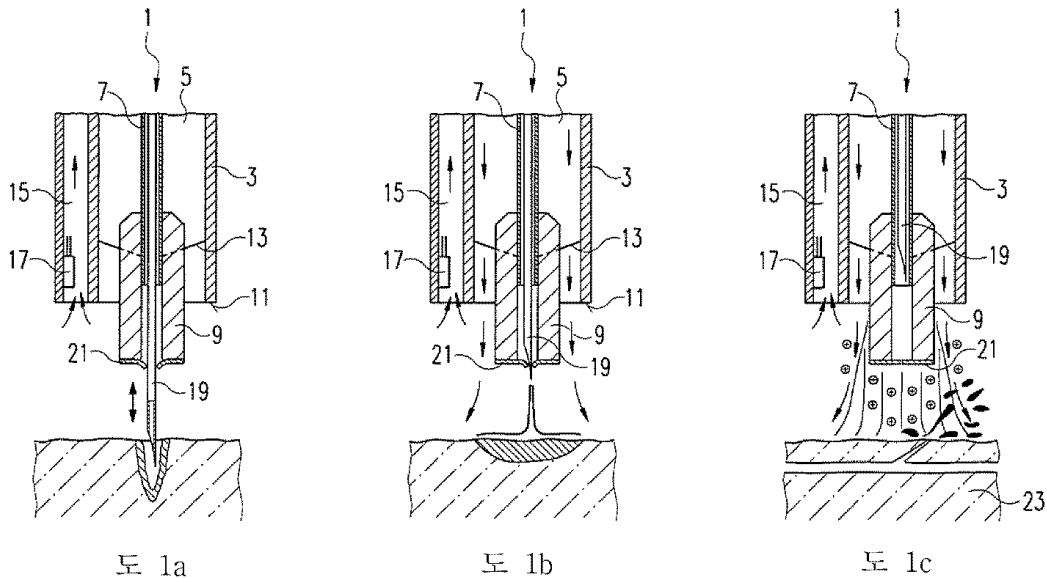
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 **지혈 기구**

(57) 요약

본 발명은 여러 지혈 구성요소들을 포함하는, 특히 환자 상에서 개복, 복강경 또는 내시경 수술 후에 출혈을 능동적으로 멈추게 하기 위한 지혈 기구(1, 1', 1'')에 관한 것이다. 지혈 기구는 적어도 하기 지혈 구성요소들을 포함한다: - 응고 전극(19)을 이용하여 생화학적 조직(23)의 응고 온도 보다 높은 온도를 생성시킴으로써 조직을 응고시키기 위한 열적 지혈 기기; - 하나 이상의 방전 전극(19, 27) 및 절연 기기(21, 21')를 이용하여 무음 전기 방전을 발생시키기 위한 생화학적 지혈 기기로서, 절연 기기가 방전 전극(19, 27)과 치료될 조직(23) 사이에 배열된 생화학적 지혈 기기; - 혈액 응고에 영향을 미치는 물질을 치료될 조직에 공급하기 위한 공급 기기(5, 7'); 및 - 희가스를 치료될 조직에 공급하기 위한 공급 기기(5).

대표도



(30) 우선권주장

102010060165.9 2010년10월26일 독일(DE)

102010061058.5 2010년12월07일 독일(DE)

102010061059.3 2010년12월07일 독일(DE)

특허청구의 범위

청구항 1

복수의 지혈 구성요소를 포함하는, 특히 환자 상에서 개복, 복강경 또는 내시경 수술 후에 출혈을 능동적으로 멈추게 하기 위한 지혈 기구(1, 1', 1'')로서, 적어도 하기 지혈 구성요소들이 제공되는, 지혈 기구(1, 1', 1''):

- 응고 전극(19)을 이용하여 생물학적 조직의 응고 온도 보다 높은 온도를 발생시킴으로써 조직을 응고시키기 위한 열적 지혈 기기;
- 하나 이상의 방전 전극(19, 27) 및 절연 기기(21, 21')를 이용하여 유전체 장벽 방전(dielectric barrier discharge)을 발생시키기 위한 생화학적 지혈 기기로서, 절연 기기가 방전 전극과 치료될 조직(23) 사이에 배열된 생화학적 지혈 기기;
- 혈액 응고에 영향을 미치는 물질을 치료될 조직에 공급하기 위한 공급 기기(5, 7'); 및
- 희가스(noble gas)를 치료될 조직에 공급하기 위한 공급 기기(5).

청구항 2

제 1항에 있어서, 지혈 기구가 유전체 장벽 방전 동안 혈액을 생물학적 조직의 응고 온도 미만의 온도로 내인성 또는 외인성 가열시키기 위한 가열 기기 형태의 추가 지혈 구성요소를 포함함을 특징으로 하는, 지혈 기구.

청구항 3

제 1항 또는 제 2항에 있어서, 열적 지혈 기기가 접촉 응고, 또는 플라즈마 응고, 특히 아르곤 플라즈마 응고를 위해 설계됨을 특징으로 하는, 지혈 기구.

청구항 4

제 1항 내지 제 3항 중 어느 한 항에 있어서, 열적 지혈 기기의 응고 전극(19)이 동시에 생화학적 지혈 기기의 방전 전극을 형성시킴을 특징으로 하는, 지혈 기구.

청구항 5

제 1항 내지 제 3항 중 어느 한 항에 있어서, 생화학적 지혈 기기의 방전 전극(27)이 고리 전극으로서 설계되고 열적 지혈 기기의 응고 전극(19)에 대해 동축으로 배열됨을 특징으로 하는, 지혈 기구.

청구항 6

제 1항 내지 제 5항 중 어느 한 항에 있어서, 하나 이상의 지혈 구성요소를 사용하는 동안에 발생하는 조직 영향(tissue effect)을 획득하는 하나 이상의 조직 센서(17)를 포함함을 특징으로 하는, 지혈 기구.

청구항 7

제 1항 내지 제 6항 중 어느 한 항에 있어서, 상황- 및 환자-의존적 영향에 따라, 개개 지혈 구성요소들을 최적으로 셋팅하고/거나 조합함을 특징으로 하는, 지혈 기구.

청구항 8

제 7항에 있어서, 환자-의존적 영향이 하나 이상의 바이오센서(37)에 의해 획득된 환자 정보 형태로 입수 가능함을 특징으로 하는, 지혈 기구.

청구항 9

환자 상에서 출혈을 멈추게 하기 위한, 특히 개복, 복강경 또는 내시경 수술 후에 출혈을 멈추게 하기 위한 수술 기기로서,

- 외과 수술 개입 동안, 전, 또는 개시 시에 환자의 혈액 성질을 획득하기 위한 하나 이상의 바이오센서; 및
- 복수의 지혈 구성요소를 갖는 지혈 기구로서, 하나 이상의 열적 지혈 구성요소 및 하나의 생화학적 지혈 구성

요소가 제공된 지혈 기구를 포함하며,

- 각각 바이오센서에 의해 획득된 환자의 혈액 성질에 따라 개개 지혈 구성요소들이 최적으로 셋팅되고/거나 조합된, 수술 기기.

청구항 10

제 9항에 있어서, 열적 지혈 구성요소가 RF-전류가 공급되는 응고 전극을 이용하여 생물학적 조직의 응고 온도보다 높은 온도를 발생시킴으로써 조직을 응고하기 위해 설계됨을 특징으로 하는, 수술 기기.

청구항 11

제 10항에 있어서, 열적 지혈 구성요소가 접촉 응고, 또는 플라즈마 응고, 특히 아르곤 플라즈마 응고를 위해 설계됨을 특징으로 하는, 수술 기기.

청구항 12

제 9항 내지 제 11항 중 어느 한 항에 있어서, 생화학적 지혈 구성요소가 하나 이상의 방전 전극 및 절연 기구를 이용하여 유전체 장벽 방전을 발생시키도록 설계되며, 절연 기구가 방전 전극과 치료될 조직 사이에 배열되며, 방전 전극에 RF-전류가 공급됨을 특징으로 하는, 수술 기기.

청구항 13

제 9항 내지 제 12항 중 어느 한 항에 있어서, 혈액 응고에 영향을 미치는 물질을 치료될 조직에 공급하기 위한 공급 기기 형태의 추가 지혈 구성요소가 제공됨을 특징으로 하는, 수술 기기.

청구항 14

제 9항 내지 제 13항 중 어느 한 항에 있어서, 희가스를 치료될 조직에 공급하기 위한 공급 기기 형태의 추가 지혈 구성요소가 제공됨을 특징으로 하는, 수술 기기.

청구항 15

제 12항 내지 제 14항 중 어느 한 항에 있어서, 유전체 장벽 방전 동안 혈액을 생물학적 조직의 응고 온도 미만의 온도로 내인성 또는 외인성 가열시키기 위한 가열 기기 형태의 추가 지혈 구성요소가 제공됨을 특징으로 하는, 수술 기기.

청구항 16

제 9항 내지 제 15항 중 어느 한 항에 있어서, 수술 기기, 특히 지혈 기구가 하나 이상의 지혈 구성요소를 사용하는 동안에 발생하는 조직 영향을 획득하는 조직 센서를 포함함을 특징으로 하는, 수술 기기.

청구항 17

제 9항 내지 제 16항 중 어느 한 항에 있어서, 개개 지혈 구성요소들의 셋팅 및/또는 조합의 최적화가 수술 기기에 제공된 제어 유닛에 의해 "실시간"으로 조직 센서 및 바이오센서의 획득된 수치를 기초로 하여 야기됨을 특징으로 하는, 수술 기기.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 청구항 1의 전문에 따른 지혈 기구, 및 청구항 9의 전문에 따른 출혈을 멈추게 하기 위한 수술 기구에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 여러 외과 수술, 특히 개복, 복강경 또는 내시경 수술은 출혈을 능동적으로 멈추게 하는 것을 필요로 한다. 출혈이 일어난 경우에, 이러한 출혈은 멈춰줘야 하는데, 멈춰지지 않는 경우에, 수술 부위가 혈액에 의해 빠르게 덮혀지고 수술의 효과적인 지속이 종종 불가능하게 되기 때문이다. 또한, 과다 출혈의 경우에, 출혈이 짧은 시

간 내에 멈춰지지 않는 경우 환자의 출혈로 사망에 이르게 되는 심각한 위험성이 존재한다. 과다 출혈의 경우에, 저장 혈액(banked blood)이 종종 요구되는데, 이는 원칙적으로 희소한 물품(scarce commodity)이고 또한 종종 종교적 이유 또는 다른 이유로 환자에 의해 거부된다. 또한, 저장 혈액이 사용되는 경우에 감염에 대한 특성의 위험 요소가 항상 존재한다. 출혈을 멈추게 하기 위한 통상적인 방법 및 디바이스는 기계적, 전기 수술적 또는 외과용 레이저 수단을 이용한다. 또한, 출혈을 멈추게 하기 위해 피브린 접착제 또는 콜라겐 드레싱을 사용하는 옵션이 존재한다. 기계적 관점에서, 출혈을 멈추게 하기 위해 봉합 또는 출혈검자가 사용될 수 있다. 전기 수술적 및 외과용 레이저 지혈과 비교하여, 기계적 지혈은 상당히 큰 시간적 소모 및 더욱 어려운 처리와 관련이 있다. 또한, 특히 스트링 재료(string material) 및 금속성 재료의 결과로서 이물질과 같은 봉합 및 출혈검자 과민증이 나타날 수 있다. 출혈검자는 떨어져 나가고(wander), 벌어지게 되고(open), 최악의 경우에 기관을 관통하거나 또한 이웃 구조를 부정확하게 "폐쇄(close off)"시킬 수 있다. 봉합은 유착 또는 경화(concretion) 및 농양(abscess)을 야기시킬 수 있다. 특히, 내시경 뿐만 아니라 복강경에서, 기계적 수단에 의한 출혈에 이르는 가능성의 결과로서 이러한 봉합은 모든 출혈에 대해 가능한 것은 아니다. 기계적 지혈 방법은 일반적으로 확산 출혈(diffuse bleeding)에 대해 적합하지 않다.

[0003] 전기 수술 및 레이저 수술의 모든 통상적인 방법은 소위 "열적 지혈(thermal hemostasis)"에 의해 포괄된다. 전기 수술 방법은 전기 수술의 분야로부터의 방법, 접촉-클램핑 응고 및 비접촉 플라즈마 응고, 예를 들어 아르곤 플라즈마 응고, 및 또한 저출혈 전기 수술 절개 방법을 포함한다. 레이저 및 전기 수술을 이용한 지혈은 출혈 조직 부위의 가열을 표적으로 하는데, 여기서 지혈은 레이저 수술에서 조직의 외인성 가열(exogenous heating)에 의해 그리고 전기 수술에서 조직의 내인성 가열(endogenous heating)에 의해 유발된다. 여기서 단점으로는 최대 300℃의 높은 국소 온도의 발생 및 인접 조직에 대한 수반되는 열적 손상 위험이 있다. 또한, 메스(scalpel)에 의한 조직의 기계적 손상과 비교하여, 레이저 및 전기 수술에 의해 발생된 상처는 단지 지연된 방식(delayed fashion)으로 치유된다. 여러 경우에서, 심지어 열적으로 유도된 상처가 기관의 자체적인 경화 또는 복벽과의 경화를 야기시킬 수 있는 것으로 나타낼 수 있다. 이러한 발견은 부인과학 분야에서 뿐만 아니라 다른 외과 수술 전문의 수련 중에서의 거의 모든 수술에서 특히 문제가 된다. 특히, 많은 젊은 여성들은 이에 의해 영향을 받는데, 왜냐하면 통상적인 수술 적응증(operation indication)이 가임 연령의 여성(난소낭의 제거, 자궁근종의 제거, 난관 수술)과 관련이 있기 때문이다. 수술후 유착이 일어나는 경우에, 결과적으로 만성 통증 상태, 생식 질환(fertility disorder), 및 기계적으로 야기된 장폐색이 일어날 수 있다. 유착 및 증상 또는 이로부터 야기되는 후속 수술은 건강 분야에 대한 상당한 비용 인자를 구성한다. 레이저는 지혈 방법으로 널리 사용되지 않는데, 왜냐하면 이러한 방법이 장치 측면에서, 매우 복잡하고 고가이기 때문이다. 필수적으로, 전기 수술 지혈에서와 같이 동일한 단점들이 발생한다.

[0004] 상술된 바와 같이, 출혈 주변에 위치된 조직에 대한 열적 손상은 전기 수술 지혈 동안에 항상 예상될 것이다. 이러한 결과로서, 열적으로 민감한 구조에서 상당한 부작용이 일어날 수 있다.

[0005] 모든 전기 수술 방법에서의 가장 중요한 단점은 전기 에너지의 최적의 계량(metering)의 문제이다. 특별한 외과 수술 개입의 경우에, 외과의는 제조업자에 의한 일반적인 셋팅 제안(setting recommendation)에 따른다. 이러한 경우에, 개개 상황 및 환자 자체를 고려하는 것이 가능하지 않다. 또한, 여러 외과의는 전기 에너지를 주관적으로 계량하는데, 이는 종종 증거-기반 발견(evidence-based discovery)에 의해 판단되지 못할 수 있고 종종 불필요한 큰 열적 손상에서 매우 심한 화상을 초래할 수 있다. 특정 수술 적용을 위한 적합한 파라미터, 예를 들어 전류, 전류 파형, 전압, 전력, 펄스화 등의 선택은 궁극적으로 전기 수술 모드를 특정 짓는 것으로서, 이는 종종 시스템 제조업체에 의해 경험적으로 결정되고 종종 개별적인 상황 및 환자에 대해 개별적으로 구성된 최적의 파라미터화와는 동떨어져 있다. 또한, 수술의 활동을 위해 수술의에게 입수 가능한 매우 많은 수의 다른 모드들이 존재한다. 일 예로서, ERBE VIO-시스템은 출혈을 멈추게 하기 위한 10가지의 다른 모드를 제공한다. 많은 수의 셋팅 옵션의 결과로서, 수술의는 종종 달성될 목적을 위한 최적의 모드를 조사하는 것을 잘 처리할 수 없다.

[0006] 소위 "비-열적 지혈(non-thermal hemostasis)"의 그룹은 출혈 부위에서 생화학적 개입을 수행하는 방법을 포함한다. 이는 조직 접착제의 한 유형이고 생리학적 2-성분 접착제로서 통상적인 봉합에 의해 상처를 폐쇄시키기 보다는 상처의 에지를 접착시키는 피브린 접착제이다. 피브린 접착제의 이점은 특히 민감한 조직에 대해 부작용이 적다는 것이다. 초기 물질, 즉 피브린, 트롬빈, 인자 XIII 및 아프로티닌은 생물학적 물질로서, 여기에서 병원체에 의한 감염이 완전히 배제될 수 없다. 생물학적 성분은 매우 고가이다. 또한, 콜라겐 드레싱은 특히 대면적 출혈의 경우에서 사용될 수 있다. 콜라겐 드레싱은 다공성의 스폰지형 상처 드레싱으로서, 이는 콜라겐 분산물로부터 동결 건조에 의해 얻어진다. 이러한 것들은 상처 분비물을 수용할 수 있고 지혈 효과를 나타낼

수 있다. 이러한 것들은 신체의 콜라겐의 형성 및 기질화(organization)를 촉진시킨다. 혈액과 접촉한 후에, 혈소판은 콜라겐 섬유 상에 합쳐지고 응고 반응을 야기시킨다. 단점으로는, 이러한 드레싱이 급성 출혈의 경우에 요망되는 효율을 나타내지 못하고 만성 출혈에 대해 더욱 적합하다는 것이다.

[0007] 출혈을 멈추게 하기 위한 상술된 모든 방법에서, 항응고 수단, 혈액 희석 수단, 예를 들어 Aspirin[®] 또는 Marcumar[®] 및 혈압은 지혈 방법의 효율에 상당히 영향을 미친다. 유전적 이유로 응고 질환을 갖는 환자, 예를 들어 출혈이 있는 자 또는 혈우병에 걸린 환자의 경우에, 출혈을 멈추게 하기 위한 표준 방법의 적용은 종종 사용이 금지되어 있다.

[0008] 부상 후의 지혈은 복잡한 생화학적 반응의 시퀀스에 의해 자연적으로 일어나는데, 이러한 반응들은 함께 응고 캐스케이드(coagulation cascade)로서 지칭된다. 응고 캐스케이드는 혈관내 및 혈관의 시스템으로 이루어진다. 본 발명의 범위 내에서, 단지 혈관의 경로가 결정적이며, 이에 따라 하기에 간단히 논의될 것이다. 혈관의 시스템은 부상에 의해 작동되며, 이는 조직 인자를 방출한다. 조직 인자 및 인자 VII에 의해 형성된 복합물은 캐스케이드를 작동시키며, 이는 트롬빈의 활성화를 야기시킨다. 활성화된 트롬빈은 피브리노겐의 피브린으로의 반응으로 촉진시킨다(응고 캐스케이드의 최종 단계). 피브린은 초기에 피브린 모노머 형태로 존재하며, 이는 최종적으로 가교되어 피브린 네트워크를 형성한다. 이에 따라, 피브린 혈전을 형성시키며, 이는 혈류를 멈추게 한다.

[0009] 상기에 설명된 응고 캐스케이드는 소위 "유전체 장벽 방전(dielectric barrier discharge)"에 의해 영향을 받을 수 있다. 이러한 경우에, 피브리노겐 분자의 4개의 피브린펩티드는 분할되며, 피브린 모노머가 생성된다. 이러한 분할 공정은 본래 트롬빈에 의해 촉진되는데, 이러한 공정은 피브린 혈전을 형성시키기 위해 피브린 모노머를 가교시키기 위한 주요 전제 조건을 형성한다. 유전체 장벽 방전은 충분히 높은 전위차를 가지고 절연 유전체 장벽(절연체, 유전체)에 의해 분리되는 두 개의 전극 사이의 전기적 방전이다. 전하가 일반적으로 자유롭게 이동되지 않는 약한 또는 비-전도성 물질은 유전체로서 지칭된다. 유전체는 기체, 액체 또는 고체일 수 있다. 자기장 또는 전기장이 절연체에 인가되는 경우에, 절연체는 유전체로서 지칭된다. 스파크 방전(spark discharge)과는 상반되게, 유전체는 유전체 장벽 방전의 경우에 스파크 또는 아크의 발생을 방지하며, 방전은 소위 마이크로-방전(FSD=필라멘트 무성 방전(filamentary silent discharge))의 형태로 또는 균일 방전(homogeneous discharge)(GSD= 글로(glow) 무성 방전)으로서 일어난다. 이러한 방전 형태는 매우 짧고 저전류를 가지고, 이에 따라 비교적 무성이다. 대개 무성 방전 동안에 단지 전자가 이동되며 상당한 에너지 전자가 가스 원자와의 충돌의 경우에서 질량차의 결과로서 단지 비교적 적은 에너지를 생성된 이온 상으로 이동시킬 수 있기 때문에, 가스 온도는 비교적 낮다(저온 플라즈마). 유전체 장벽 방전의 경우에, 전극 플레이트 간의 거리는 대개 0.1 mm 내지 수 센티미터이다. 수술 기기에서, 활성 전극과 조직 간의 거리는 0.1 mm 내지 1 cm이다, 대개 20 kV 영역에 있는 무선 주파수 또는 마이크로파 주파수 범위에서의 높은 AC 전극이 일반적으로 유전체 장벽 방전을 위해 요구된다. 이러한 고전압의 발생은 특히 뾰족한 권회수(wound turn)를 갖는 특수 발생기를 요구한다. 이러한 장치는 고가이고, 전기 수술 시스템에서 사용되지 않는 것이다. 부수적으로, 통상적인 전기 수술 시스템은 최대 6 kV의 전압을 공급한다.

[0010] 일 예로서, 유전체 장벽 방전을 위한 디바이스는 WO 2006/116252 A2호에 공지되어 있다. 이러한 문헌에서, 무성 방전은 20 kV 영역의 비교적 높은 전압에서 수행된다. 상응하는 디바이스는 또한 WO 2010/009103 A2호로부터 공지되어 있다. 이러한 문헌은 위장관에서 점막의 출혈의 치료를 위한 유전체 장벽 방전을 발생시키기 위한 디바이스를 청구한다. 비교적 낮은 온도를 갖는 플라즈마를 발생시키기 위한 휴대용 디바이스는 US 2009/0206062 A1호에서 청구된다. 디바이스는 멸균 및 혈액 응고를 위해 제공된다. 이에 따라, 이는 아르곤 플라즈마 응고와 유사한, 열적 조직 응고에 의해 지혈이다.

발명의 내용

[0011] 이에 따라, 본 발명의 목적은 지혈 기구(hemostasis instrument)를 이용하여, 최대의 가능한 효과 및 환자 안전성을 가지면서 동시에 가장 최소한의 침습적 수단에 의한, 수술 외상(surgical trauma)으로 야기될 수 있는 출혈의 발생을 중지시키기 위한 것이다.

[0012] 이러한 목적을 달성하기 위하여, 청구항 1의 특징들을 갖는, 출혈을 능동적으로 멈추게 하기 위한 지혈 기구가 제시된다. 이러한 지혈 기구는 특히 개복, 복강경 또는 내시경 수술 후에 환자 상에서 사용되고 복수의 지혈 구성요소를 포함하는데, 여기서 적어도 하기 지혈 구성요소가 지혈 기구에 제공된다:

- [0013] - 응고 전극을 이용하여 생물학적 조직의 응고 온도 보다 높은 온도를 발생시키기 위한 조직 응고용 열적 지혈 기기(thermal hemostasis apparatus);
- [0014] - 적어도 하나의 방전 전극 및 절연 기기를 이용하여 유전체 장벽 방전(dielectric barrier discharge)을 발생시키기 위한 생화학적 지혈 기기(biochemical hemostasis apparatus)로서, 절연 기기가 방전 전극과 치료될 조직 사이에 배열되어 있는, 생화학적 지혈 기기;
- [0015] - 혈액 응고(blood clotting)에 영향을 미치는 물질을 치료될 조직에 공급하기 위한 공급 기기(supply apparatus); 및
- [0016] - 희가스(noble gas)를 치료될 조직에 공급하기 위한 공급 기기.
- [0017] 이에 따라, 본 발명의 필수적인 특징은 환자에 대해 개별적으로 조정되는 방식으로 출혈이 멈춰질 수 있도록, 복수의 지혈 구성요소들이 단일 기구에 통합된다는 사실에 있다. 결과적으로, 출혈은 특히 최소한의 침습적 수단에 의해 멈춰질 수 있으며, 즉 치료 조직은 가능한 한 적게 응고된다. 이를 위하여, 본 발명에 따른 지혈 기구에는 또한 "무성 방전(silent discharge)"으로서 지칭되는 유전체 장벽 방전을 이용하여 출혈을 생화학적으로 멈추게 하고 생물학적 조직의 외인성(exogenous) 또는 내인성 가열(endogenous heating)에 의해 출혈을 열적으로 멈추게 하는 옵션(option)이 제공된다. 또한, 지혈 기구는 치료될 조직에 희가스 및 혈액 응고에 영향을 미치는 물질, 예를 들어 피브리노겐, 트롬빈, 아프로티닌, 혈액 응고 인자 또는 혈액 응고에 영향을 미치는 다른 물질들을 공급할 수 있게 하고, 이에 따라 지혈을 가속화시킬 수 있다. 이의 결과로서, 출혈은 더 정확하게 말하면, 개개 환자의 상태에 따라 하나의 동일한 기구에 의해 경제적인 방식(sparing manner)으로 멈춰질 수 있다. 멈춰지는 출혈의 유형에 따라, 이어서 열적 지혈 및/또는 생화학적 지혈이 이용될 수 있으며 혈액 응고에 영향을 미치는 물질이 추가적으로 치료될 조직으로 보내어질 수 있다. 희가스의 공급은 첫째로, 플라즈마 응고가 수행될 수 있게 하고, 둘째로, 6 kV 이하의 전압을 갖는 통상적인 전기 수술 시스템을 이용하여 유전체 장벽 방전을 발생시킬 수 있다. 치료되는 생물학적 조직은 유전체 장벽 방전의 경우에서 임의의 상당한 정도로 가열되지 않으며, 이에 따라 생물학적 조직의 응고 온도(60°C)로 도달되지 않으며, 이어서 조직에 응고에 의한 또는 심지어 탄화 또는 기화에 의한 열적 손상이 나타나지 않을 수 있다. 통상적인 지혈 방법과는 상반되게, 조직은 유전체 장벽 방전에 의해서 지혈 동안에 가열되지 않으며, 이에 따라 단백질이 변성되지 않으며 조직은 생화학적으로 온전하게 유지된다. 이어서, 본 발명은, 가능하게 요망되는 응고-촉진 물질(clot-promoting substance)을 공급하면서, 단일 기구를 이용하여 열적 및 생화학적 지혈의 최적의 혼합물을 가능하게 한다.
- [0018] 상술된 바와 같이, 본 발명에 따른 지혈 기구는 희가스 분위기에서, 예를 들어 아르곤, 헬륨 또는 네온을 사용하여 유전체 장벽 방전을 발생시킬 수 있으며, 이의 도움으로, 저온 플라즈마 (유전체 장벽 방전)를 발생시키기 위해 요망되는 전압을 4 kV 미만으로 유지시키는 것이 가능하게 된다. 유전체 장벽 방전은 연속적으로 또는 펄스식 방식으로 일어날 수 있다. 지혈 기구는 두 가지 옵션 모두를 제공한다. 본 발명의 절연 기기는 유리, 보다 특히 석영 유리 또는 임의의 다른 적합한 유리, 세라믹, 운모 또는 유사한 물질들로 제조된 유전체를 사용할 수 있다.
- [0019] 생화학적 지혈 방법의 단점은, 효율적인 지혈에 도달될 때까지의 시간이 약 20초라는 것이다. 혈액 응고를 위한 시간을 더욱 짧게 하기 위하여, 본 발명에 따른 수술 기기(surgical apparatus)는 생물학적 조직의 응고 온도 미만의 온도로, 즉 60°C 미만의 온도로 혈액을 내인성 또는 외인성 가열시키는 옵션을 제공한다. 이를 위하여, 조직은 조직에 대한 열적 손상 없이, 본 발명에 따른 지혈 기구를 이용하여 통상적인 가스 플라즈마에 의해 경제적인 방식(sparing fashion)으로 예열될 수 있다. 피브리노겐이 수소 결합을 이용한 β-병풍 시트(β-pleated sheet)에 의해 안정화되기 때문에, 상술된 열 에너지의 공급은 이러한 수소 결합을 파괴시키고, 이에 따라 피브리노겐을 불안정하게 한다. 결과적으로, 피브리노겐은 유전체 장벽 방전의 적용에 의해 더욱 용이하게 분할될 수 있으며, 피브린 형성을 더욱 빠르게 개시할 수 있다.
- [0020] 상술된 바와 같이, 본 발명에 따른 지혈 기구는 생화학적 지혈의 옵션을 가질 뿐만 아니라, 동시에 접촉 응고(contact coagulation), 아르곤 플라즈마 응고, 또는 낮은 혈액 손실의 무선 주파수 절개의 옵션에 의한 통상적인 열적 지혈의 옵션을 갖는다. 열적 지혈에서, 응고 온도 보다 높은 조직 온도, 즉 60°C 보다 높은 온도에 도달되며, 이는 널리 알려진 조직 영향을 수반한다. 생물학적 조직의 응고 온도 보다 높은 과-생리학적 온도(supra-physiological temperature)를 적용한 결과로서, 단백질 및 세포 구조가 변화되어, 세포 사멸 및 후속적인 조직 괴사를 야기시킬 수 있다. 이러한 열적으로 유도된 변화의 제 1 단계는 단백질 및 RNA, DNA 및 세포막 성분을 변성시키는 것이다. 조직이 응고 온도 보다 높게 계속 가열되는 경우에, 조직 분자는 공유 결합의 분열에 의해 보다 작은 분자로, 즉 분해 생성물로 변하게 된다. 이러한 분자들은 또한 자체적으로 반응할 수

있으며, 새로운 물질들이 생성되는데, 이러한 물질들은 조직 표면 상에 가교된다. 전체 공정은 최종적으로 출혈을 멈추게 한다.

- [0021] 불량한 혈액 응고 성질을 갖는 환자의 경우에, 출혈을 멈추게 하기 위한 열적 및 생화학적 조치(measure)는 요망되는 결과를 초래하지 못할 것이다. 본 발명에 따른 혈액 응고 기구가 피브리노겐, 피브리노겐 제조물 또는 혈액 응고 성질에 영향을 미치는 다른 물질을 위한 통합된 공급 및 계량 시스템을 포함하는 것이 이러한 이유에서다. 이는 피브린 네트워크의 형성이 적절한 첨가제의 공급에 의해 촉진되게 한다.
- [0022] 본 발명에 따른 지혈 기구는 바람직하게 유전체 장벽 방전 동안 혈액을 생물학적 조직의 응고 온도 미만의 온도, 즉 60°C 미만의 온도로 내인성 또는 외인성 가열시키기 위하여 가열 기기 형태의 지혈 구성요소를 추가로 포함한다. 또한, 열적 지혈 기구는 바람직하게 접촉 응고 또는 플라즈마 응고, 특히 아르곤 플라즈마 응고를 위해 설계된다. 동시에 열적 지혈 기구의 응고 전극이 생화학적 지혈 기구의 방전 전극을 형성시키는 지혈 기구가 특히 바람직하다. 여기서, 생화학적 지혈 기구의 방전 전극은 고리 전극으로서 설계되고 열적 지혈 기구의 응고 전극에 대해 동축으로 배열될 수 있다. 또한, 지혈 기구는 하나 이상의 지혈 구성요소를 사용하는 동안에 발생하는 조직 영향을 획득하는 적어도 하나의 조직 센서를 포함할 수 있다. 일 예로서, 조직 센서는 수술 기구에 통합될 수 있다. 그러나, 또한 조직 센서가 외과 수술 장비에 통합되거나 적어도 하나의 조직 센서가 외부 별도 유닛으로서 형성되는 것이 실현 가능하다. 또한, 지혈 기구는, 상황- 및 환자-의존적 영향에 따라, 개개 지혈 구성요소가 최적으로 셋팅되고/거나 조합되도록, 예를 들어 환자의 체액을 분석함으로써 환자 정보를 획득하는 적어도 하나의 바이오센서를 포함할 수 있다. 적어도 하나의 바이오센서는 바람직하게 진동 석영 센서(vibration quartz sensor)로서 또는 석영 결정 진동자 미량저울(quartz crystal microbalance; QCM) 센서로서 구성되는데, 이러한 센서는 양면 상에 금 전극이 증착된 석영 디스크로 이루어져 있다. 정상 음향 횡파는 두 개의 금 전극에 AC 전압을 인가함으로써 석영 내에서 생성된다. 여기서, 진동 주파수는 상단 전극 상의 질량 축적(mass accumulation)에 따른다.
- [0023] 상술된 목적을 달성하기 위하여, 청구항 제9항의 특징을 갖는 출혈을 멈추게 하기 위한 수술 기구가 또한 제안된다. 수술 기구는 특히 개복, 복강경 또는 내시경 수술 후에 환자의 출혈을 멈추게 하기 위해 제공되고, 바람직하게 하기 구성요소들을 포함한다:
- [0024] - 외과 수술 개입(surgical intervention) 동안, 전 또는 개시 시에 환자의 혈액 성질을 획득하기 위한 적어도 하나의 바이오센서;
- [0025] - 복수의 지혈 구성요소를 갖는 지혈 기구로서, 적어도 하나의 열적 지혈 구성요소 및 하나의 생화학적 지혈 구성요소가 제공되는 지혈 기구,
- [0026] - 여기서, 각각 바이오센서에 의해 획득된 환자의 혈액 성질에 따라, 개개의 지혈 구성요소들이 최적으로 셋팅되고/거나 조합됨.
- [0027] 본 발명에 따른 수술 기구는 각각 환자의 혈액 성질에 따라 바이오 센서를 사용함으로써 출혈을 멈추게 하는 장점을 나타내며, 이에 따라 지혈은 더욱 효과적인 방식으로 일어날 수 있다. 그 외에, 본 발명에 따른 지혈 기구의 장점들이 또한 나타난다.
- [0028] 열적 지혈 구성요소는 바람직하게 응고 전극을 이용하여 생물학적 조직의 응고 온도 보다 높은 온도를 발생시킴으로써 조직 응고를 위해 설계되며, 여기서 응고 전극에는 RF-전류가 공급된다. 열적 지혈 구성요소는 또한 접촉 응고 또는 플라즈마 응고, 특히 아르곤 플라즈마 응고를 위해 설계될 수 있다. 반면, 생화학적 지혈 구성요소는 바람직하게 적어도 하나의 방전 전극 및 절연 기구를 이용하여 유전체 장벽 방전을 발생시키도록 설계되며, 여기서 절연 기구는 방전 전극과 치료될 조직 사이에 배열되며, 방전 전극에는 RF-전류가 공급된다. 또한, 치료될 조직에 혈액 응고에 영향을 미치는 물질을 공급하기 위한 공급 기기 형태의 추가 지혈 구성요소가 제공된다. 바람직하게 치료될 조직에 회가스, 특히 아르곤을 공급하기 위한 공급 장치 형태의 추가 지혈 구성요소가 제공된다. 또한, 유전체 장벽 방전 동안 혈액을 생물학적 조직의 응고 온도 보다 낮은 온도로 내인성 또는 외인성 가열시키기 위한 가열 장치 형태의 또 다른 지혈 구성요소가 제공될 수 있다. 또한, 수술 기구는 하나 이상의 지혈 구성요소를 사용하는 동안에 발생하는 조직 영향을 포함하고 바람직하게 외과 수술 기구 내에 배열되는 조직 센서를 포함할 수 있다. 개개의 지혈 구성요소의 셋팅 및/또는 조합의 최적화는 바람직하게 수술 기구에 제공된 제어 유닛에 의해 실시간으로 조직 센서 및 바이오센서의 획득된 수치를 기준으로 하여 달성된다.

도면의 간단한 설명

- [0029] 본 발명은 도면을 기초로 하여 하기에서 보다 상세히 설명될 것이다.
 도 1a는 제 1 작동 상태(operational state)에서의, 본 발명에 따른 출혈을 능동적으로 멈추게 하기 위한 지혈 기구의 제 1 구체예의 개략도를 도시한 것이다.
 도 1b는 제 2 작동 상태에서의, 도 1a에 따른 지혈 기구의 개략도를 도시한 것이다.
 도 1c는 제 3 작동 상태에서의, 도 1a에 따른 지혈 기구의 개략도를 도시한 것이다.
 도 2a는 제 1 작동 상태에서의, 본 발명에 따른 지혈 기구의 제 2 구체예의 개략도를 도시한 것이다.
 도 2b는 제 2 작동 상태에서의, 도 2a에 따른 지혈 기구의 개략도를 도시한 것이다.
 도 2c는 제 3 작동 상태에서의, 도 2a에 따른 지혈 기구의 개략도를 도시한 것이다.
 도 3a는 제 1 작동 상태에서의, 본 발명에 따른 지혈 기구의 다른 구체예의 개략도를 도시한 것이다.
 도 3b는 제 2 작동 상태에서의, 도 3a에 따른 지혈 기구의 개략도를 도시한 것이다.
 도 3b는 제 3 작동 상태에서의, 도 3a에 따른 지혈 기구의 개략도를 도시한 것이다.
 도 4는 본 발명에 따른 수술 기구의 개략도를 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0030] 도 1a는 본 발명에 따른, 출혈을 능동적으로 멈추게 하기 위한 지혈 기구(1)의 제 1 구체예의 개략도를 도시한 것이다. 지혈 기구(1)는 도관 또는 튜브(3)를 포함하는데, 이는 루멘(5)을 둘러싼다. 루멘에는 공급 및 유도 채널(7)이 제공되는데, 이는 지혈 기구(1)의 원위 단부 피스(9)로 돌출되어 있으며, 여기서 원위 단부 피스(9)는 지혈 기구(1)의 원위 단부(11)를 지나 돌출되어 있다.
- [0031] 공급 및 유도 채널(7)과 원위 단부 피스(9) 둘 모두는 바람직하게 튜브(3)의 루멘(5)의 중앙에 배열된다. 원위 단부 피스(9)는 단지 여기에서 명시되어 있는 연결 요소(13)를 이용하여 튜브(3)에 연결된다. 배출 채널(15)은 루멘(5)에 평행하게 그리고 튜브(3)에 인접하게 제공되며, 상기 배출 채널의 원위 단부에는 조직 센서(17)가 제공되며, 조직 센서는 조직 영향, 예를 들어 수술 동안 생성되는 연기 가스(smoke gas)를 획득할 수 있다. 배기 가스는 배출 채널(15)에 의해 수술 영역으로부터 제거된다.
- [0032] 공급 및 유도 채널(7)에는 전극(19)이 제공되는데, 이러한 전극은 공급 및 유도 채널(7)에 이동 가능하게 탑재되고 원위 단부 피스(9)의 원위 단부(21)에 위치한 절연 기기(21)를 관통할 수 있다. 이를 위하여, 절연 기기(21)는 바람직하게 탄성 디자인을 가지고, 전극(19)이 공급 및 유도 채널(7)에 전부 배열되자마자 이의 초기 위치로 되돌아 간다(도 1c 참조). 전극(19)이 그 위에 힘이 가해지는 경우에 절연 기기(21)가 개방되도록, 이는 바람직하게 이러한 유형의 슬릿 또는 개구를 갖는다.
- [0033] 본 대표적인 구체예에서, 전극(19)은 중공 니들로서 구현되며, 도 1a에 도시된 바와 같이, 이러한 중공 니들을 이용하여 혈액 샘플은 혈액 샘플로부터 얻어진다. 중공 니들은 또한 조직에서 무선 주파수 절개를 수행하기 위해 사용될 수 있다. 전극(19)은 RF-발생기(미도시됨)에 연결되는데, 이는 무선 주파수 절개, 플라즈마 응고 또는 다른 전기 수술 적용이 조직에서 수행되자마자 전극에 무선 주파수 전류를 공급한다.
- [0034] 도 1b에서, 지혈 기구(1)는 제 2 작동 상태로 예시되는데, 이러한 상태에서, 중공 니들의 첨단, 즉 전극(19)의 첨단은 절연 기기(21)를 통해 원위 단부 피스(9)의 원위 단부를 지나 단지 최소로 돌출하며, 무선 주파수 전류가 전극(19)에 공급된다. 동시에, 불활성 가스, 특히 아르곤은 루멘(5)을 통해 또는 튜브(3)를 통해 조직으로 보내어지며, 그 결과로서, 아르곤 플라즈마가 생성된다. 이에 따라, 제공된 전극(19)은 절연 기기(21)를 관통하고 조직 방향으로 원위 단부 피스(9)의 원위 단부를 지나 돌출하며, 생물학적 조직의 응고 온도 보다 높은 온도, 즉 60°C 보다 높은 온도를 발생시켜 조직을 응고시키기 위한 열적 지혈 기구는 전극(19)을 이용하여 활성화되며, 여기서 전극은 이러한 작동 상태에서 응고 전극으로서 작용한다. 전극(19)에 공급된 에너지가 작은 결과로, 열적 지혈 기구는 또한 경제적인 방식으로 조직을 단지 예열시키는 가스 플라즈마를 발생시키기 위해 제공될 수 있다. 이후에, 이는 동시에 열 가열 기구를 형성시킨다.
- [0035] 도 1c는 제 3 작동 상태의 지혈 기구(1)를 도시한 것으로서, 여기서 전극(19)은 공급 및 유도 채널(7) 내에 완

전히 배열되며, 이에 따라 절연 기기(21)는, 전극(19)이 조직(23)에 대해 절연되도록, 원위 단부 피스(9)의 원위 유출구를 완전히 폐쇄시킨다. 지혈 기구(1)의 이러한 작동 상태에서, 절연 기기(21)는 (방전) 전극(19)과 치료될 조직 사이에 배열된다. RF-전류가 이러한 위치에서 전극(19)에 공급되는 경우에, 이는 유전체 장벽 방전을 발생시킬 목적으로 생화학적 지혈을 위한 방전 전극으로서 작용한다. 부수적으로, 단부 피스(9)는 바람직하게 절연 디자인을 갖는다. 또한, 이러한 단부 피스는 절연 기기(21)와 일체형으로 형성되는 것이 실현 가능하다.

[0036] 도 1c에 도시된 유전체 장벽 방전을 이용한 지혈 동안에, 혈액 응고에 영향을 미치는 유체는 루멘(5)을 통해 또는 공급 및 유도 채널(7)을 통해 조직으로 보내어질 수 있다.

[0037] 이어서, 유전체 장벽 방전을 발생시키기 위한 생화학적 지혈 기구는 도 1c에 도시된 전극(19)의 위치에서 실현된다. 여기서, 절연 기기(21)는 회가스 분위기에서 유전체로서 제공되며, 여기서 회가스는 결국 유전체 장벽 방전을 발생시키기 위해 요구되는 전압을 4 kV 미만으로 유지시키기 위해서 공급 채널(3)에서의 루멘(5)을 통해 조직(23)으로 보내어진다.

[0038] 이에 따라, 본 발명의 구체예에 따른 지혈 기구(1)가 이동 가능하게 탑재된 전극(19) 형태의 조직 응고용 열적 지혈 기기, 및 동시에 이러한 경우에 응고 전극을 동시에 형성시키는 방전 전극(19), 및 절연 기기(21)를 이용하여 유전체 장벽 방전을 발생시키기 위한 생화학적 지혈 기기 둘 모두를 가지며, 여기서 절연 기구는 방전 전극, 즉 이러한 경우에 전극(19)과 치료될 조직(23) 사이에 배열되는 것으로 나타난다. 또한, 회가스를 공급하고 치료될 조직에 혈액 응고에 영향을 미치는 물질을 공급하기 위한, 원위 단부 피스를 둘러싸는 공급 및 유도 채널(7) 및 도관(3)에서의 루멘 형태의 공급 기구가 제공된다. 본 대표적인 구체예에서, 공급 및 유도 채널(7) 내에서의 제 1 위치로부터 공급 및 유도 채널(7) 외측의 제 2 위치로 전극(19)을 이동시킴으로써 두 개의 지혈 기기 사이에 "스위치"가 존재한다.

[0039] 지혈 기구의 다른 구체예는 도 2a 내지 도 2c에 도시되어 있다. 도 2a 내지 도 2c에 따른 지혈 기구(1')는 특히 지혈 기구(1')에 원위 단부 피스가 제공되지 않고 전극(19)이 탑재된 공급 및 유도 채널(7)이 연결 요소(13')에 의해 튜브(3)에 결합되며 상기 전극이 특히 혈액 샘플을 취하기 위해 중공 니들로서 구현된다는 사실에 의해서 도 1a 내지 도 1c에 따른 지혈 기구(1)와는 상이하다. 본 발명의 이러한 구체예에서, 전극(19)은 또한 중공 니들로서 구현됨과 동시에 유도 채널(7)에 이동 가능하게 탑재된다.

[0040] 또한, 도 2a 내지 도 2c에 따른 지혈 기구(1')는 절연 기기(21')가 동축 방식으로 루멘(5) 또는 도관(3)을 둘러싸는 환형 공간 또는 채널(25)의 원위 단부에 배열되는 환형 바다로서 구현된다는 사실에 의해서 도 1a 내지 도 1c의 구체예와는 상이하다. 환형 방전 전극(27)은 절연 기기(21')의 근위 단부에 제공되는데, 여기에는 방전 전극이 절연 기기(21)에 대해 평면 방식으로 존재하며, 그 결과로서, 마찬가지로 채널(25)에 동축 방식으로 튜브(3)를 둘러싼다. 방전 전극(27)은 공급 라인(29)에 의해 상응하는 전압원 또는 전류원에, 특히 수술 장비의 항목의 RF-발생기에 연결된다.

[0041] 전체적으로, 본 발명의 구체예에서, 생화학적 지혈 기구의 응고 전극, 즉 전극(19), 및 방전 전극(27)이 별도의 요소로 구현되는 것으로 나타난다.

[0042] 도 2b는 일 작동 상태에서의 지혈 기구(1')를 도시한 것으로서, 조직 응고용 열적 지혈 기구는 응고 전극(19)을 이용하여 생물학적 조직의 응고 온도 보다 높은 온도를 발생시킴으로써 일어날 수 있다. 이러한 경우에, 전극(19)으로서 작용하는 중공 니들은 또한 공급 및 유도 채널(7)로 철수되면서 무선 주파수 전류가 전극(19)에 인가된다(도 2b에서는 도시되지 않음). 동시에, 불활성 가스, 예를 들어 아르곤은 루멘(5)을 통해 치료될 조직(23)으로 보내어지며, 이에 따라 아르곤 플라즈마가 지혈 기구(1')와 조직(23) 사이에 생성된다.

[0043] 도 2c는 생화학적 지혈 기구의 활성화된 작동 상태에서의 본 구체예에 따른 지혈 기구(1)를 도시한 것이다. 이러한 작동 상태에서, 불활성 가스, 특히 아르곤 형태의 회가스는 또한 루멘(5)을 통해 조직(23)으로 유도되며, 동시에 RF-전류는, 유전체 장벽 방전, 즉 저온 플라즈마가 방전 전극(27)과 제 2 전극으로서 작용하는 조직(23) 사이에 형성하도록, 공급 라인(29)을 통해 방전 전극(27)에 인가된다. 동시에, 치료될 조직에 혈액 응고에 영향을 미치는 물질을 공급하기 위한 공급 기구는 튜브(3)의 루멘(5)에 의해 형성될 수 있다.

[0044] 도 2a 내지 도 2c에 따른 지혈 기구(1')는 보다 구체적으로 중공 니들의 형태를 갖는, 중앙에 배열되는 연장 가능한 RF-전극(19)을 이용하여 생물학적 조직의 무선 주파수 절개를 가능하게 한다. 전체적으로, 지혈 기구(1')는 응고 전극(19)에 의한 열적 지혈 및 방전 전극(27)에 의한 생화학적 지혈 둘 모두를 실현시킬 수 있다. 또한, 본 발명에 따른 지혈 기구(1')는 액체, 예를 들어 부가물을 공급하기에 적합하며, 이는 특히 피브리노겐,

트롬빈, 혈액 응고 인자 등을 공급하기 위한 비-열적, 즉 생화학적 지혈을 지지하여야 한다. 또한, 유체를 공급하기 위한 기구는 세정(rinsing)에 의해서 출혈 후의 수술 부위를 세척하기에 적합하다.

[0045] 도 3a 내지 도 3c는 본 발명에 따른 지혈 기구의 다른 구체예를 도시한 것이다. 도 2a 내지 도 2c에 따른 지혈 기구(1')와는 상반되게, 본 경우에서의 공급 및 유도 채널(7)은 전극(19')으로서 구현되며, 즉 이는 그에 탑재된 중공 니들을 포함하지 않는다. 이러한 구체예에서, 공급 및 유도 채널(7)은 특히 원추형 빔(conical beam)을 생성시킴으로써 액체용 공급 라인으로서 동시에 제공될 수 있으며, 이에 의하여, 특히 치료될 조직(23)에 혈액 응고에 영향을 미치는 물질의 공급이 확보된다. 그 외에, 구체예 및 이의 기능성은 도 2a 내지 도 2c에 따르는 구체예와 상응하며, 이에 대해서는 본원에서 참조된다.

[0046] 또한, 도 3b에서, 공급 채널(7)을 통해 치료될 조직(23)에 혈액 응고에 영향을 미치는 물질을 공급하기 위한 공급 기구가 유전체 장벽 방전 동안, 즉 활성 생화학적 지혈 기구의 경우에 활성화될 수 있다는 것을 확인하는 것이 가능하다. 희가스가 다시 한번 루멘(5)을 통해 공급될 수 있다. 혈액 응고에 영향을 미치는 물질을 공급하기 위한 공급 기구가 또한 개개 지혈 모드에 대해 독립적으로 활성화될 수 있는 것으로 이해된다.

[0047] 도 4는 본 발명에 따른 수술 기기(31)의 개략도를 도시한 것이다. 수술 기기(31)는 외과 수술용 기구, 보다 특히 전기 수술 기구(33), 제어 기기(35), 및 바이오센서(37)를 포함한다. 바이오센서(37)는 외과 수술 개입 동안, 전 또는 개시 시에 환자의 혈액 성질을 획득하도록 설계된다. 이를 위하여, 바이오센서는 바람직하게 환자가 어떠한 혈액 응고 성질을 갖는 지를 결정하기 위하여, 압전 소자 등을 포함한다. 바이오센서로부터 획득된 데이터는 이후에 제어 유닛(35)으로 전송될 수 있으며, 이러한 제어 유닛은 외과 수술 개입을 수행하기 위해서 RF-발생기 또는 다른 외과 수술 보조기를 적절히 셋팅한다.

[0048] 바이오센서로부터의 획득된 데이터는 바람직하게 열적 지혈 구성요소 및 생화학적 지혈 구성요소 및 다른 지혈 구성요소를 적절히 셋팅하고 특히 적절히 조합하기 위해서 사용된다. 일 예로서, 환자의 혈액상(blood picture) 또는 혈액 응고 성질은 바이오센서를 이용하여 분석될 수 있다. 일 예로서, 환자의 개개 혈액 응고 성질에 대해 기술할 수 있는, 프로트롬빈 시간(PT 시간)을 설정하기 위해 "석영 결정 진동자 미량저울" 센서(Gehring et al.)가 사용될 수 있다. 이의 결과로서, 생화학적 및 열적 지혈로부터의 수술 기구의 최적의 셋팅 및 부가물의 공급, 즉 혈액 응고에 영향을 미치는 수단의 공급, 및 희가스의 공급이 확립되고 수술 기구에 의해 제공될 수 있다. 이는, 개개 구성요소들이 바이오센서의 응고 신호에 따라 상이한 가중치(weighting)에 따라 연속적으로 또는 동시에 적용될 수 있다는 것을 의미하며, 여기서 모든 구성요소가 모든 외과 수술 개입에서 사용되는 것은 의무적인 것은 아니다.

[0049] 수술 동안 실제로 생성된 조직 영향은 조직 센서(17)를 이용하여 검출된다. 일 예로서, 이는 적용 동안에 생성되는 연기 가스의 정량적 또는 정성적 획득에 의해, 또는 의학적 플라즈마 적용의 전자기선의 검출을 통해 발생할 수 있다. 제어 유닛에 의한 생화학적 센서 신호 및 조직-영향 신호로부터의 외과 수술 적용이 실시간으로 최적화될 수 있다. 마지막으로, 이는 주변 조직을 최소로 손상시키면서 출혈을 멈추게 하기 위해 환자 특이적 옵션을 제공한다.

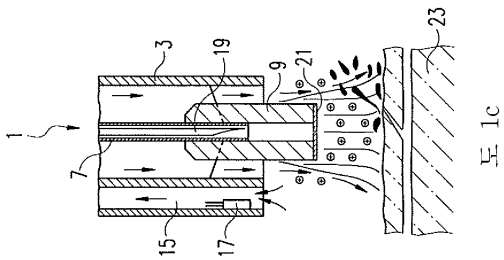
부호의 설명

- [0050] 1 지혈 기구
- 1' 지혈 기구
- 1" 지혈 기구
- 3 튜브
- 5 루멘
- 7 공급 및 유도 채널
- 9 원위 단부 피스
- 11 원위 단부
- 13 연결 요소
- 13' 연결 요소

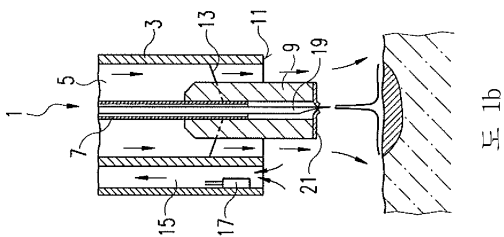
- 15 배출 채널
- 17 조직 센서
- 19 전극
- 19' 전극
- 21 절연 기기
- 21' 절연 기기
- 23 조직
- 25 채널
- 27 방전 전극
- 29 공급 라인
- 31 수술 기기
- 33 의과 수술용 기구
- 35 제어 유닛
- 37 바이오센서

도면

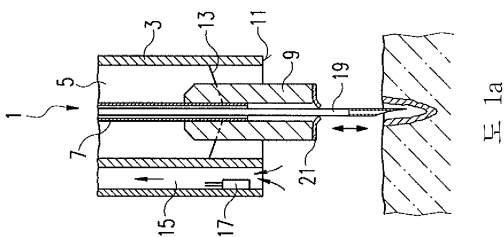
도면1



도 1c

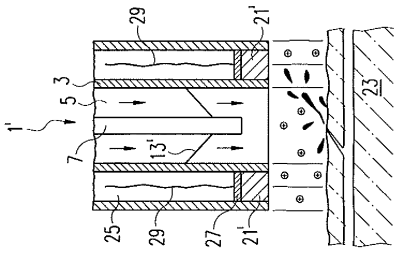


도 1b

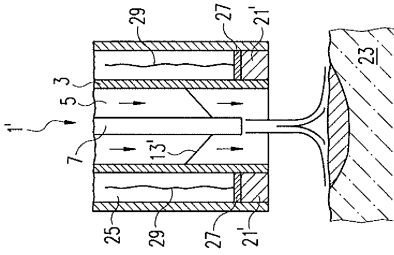


도 1a

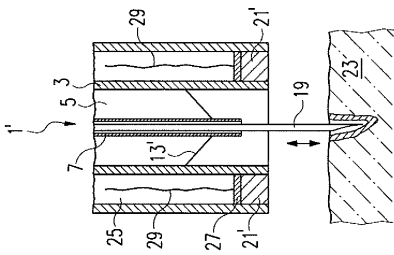
도면2



도 2c

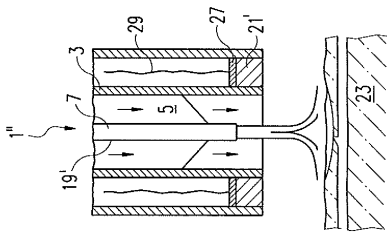


도 2b

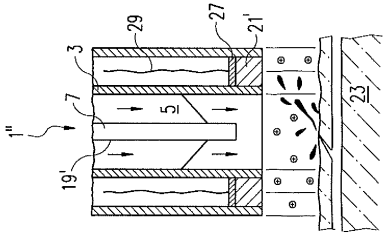


도 2a

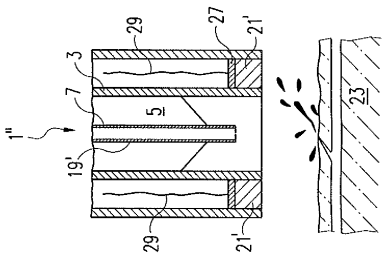
도면3



도 3c

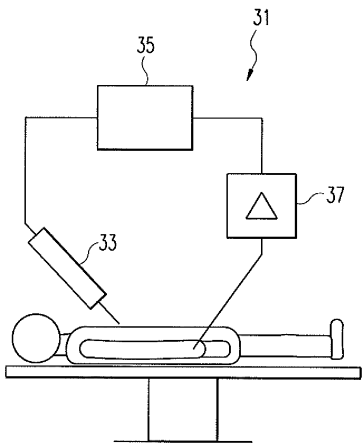


도 3b



도 3a

도면4



| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 发明名称止血装置 | | |
| 公开(公告)号 | KR1020130103751A | 公开(公告)日 | 2013-09-24 |
| 申请号 | KR1020137011436 | 申请日 | 2011-10-24 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 厄比电子医学有限责任公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 蒸geem BEHA医保作为艾丽卡在埃尔韦 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 蒸geem BEHA医保作为艾丽卡在埃尔韦 | | |
| [标]发明人 | NEUGEBAUER ALEXANDER FISCHER KLAUS 피셔클라우스 ENDERLE MARKUS D | | |
| 发明人 | 네우게bauer, 알렉산더 피셔, 클라우스 엔덜레, 마커스디 | | |
| IPC分类号 | A61B18/12 A61B18/14 A61B18/04 H05H1/24 | | |
| CPC分类号 | A61B2018/00994 H05H2245/122 A61B18/1477 A61B2018/1425 A61B2018/147 A61B18/042 A61B2018/0063 A61B2018/00559 H05H1/2406 A61B18/08 A61B2018/00589 A61M5/00 A61B5/4836 A61B18/12 | | |
| 优先权 | 102010060163 2010-10-26 DE 102010060165 2010-10-26 DE 102010061058 2010-12-07 DE 102010061059 2010-12-07 DE | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

本发明涉及一种止血装置 (1,1')，用于在腹腔镜或内窥镜手术后，特别是在患者身上主动止血，包括各种止血组件。 - 使用凝固电极19至少一个放电电极19，通过产生高于生物组织23的凝固温度的温度来凝固组织的热止血设备，一种生化止血装置，用于通过使用电极21,21'产生静电放电，其中绝缘装置设置在放电电极19,27和待处理组织23之间； (5,7') 用于向待处理组织提供影响凝固的物质，和 - 用于将稀有气体供给待处理组织的供给装置 (5)。

