



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0008417
(43) 공개일자 2018년01월24일

- | | |
|--|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 <i>C08L 33/26</i> (2006.01) <i>A61B 18/12</i> (2006.01)
 <i>B29C 39/00</i> (2006.01) <i>C08J 5/12</i> (2006.01)
 <i>G09B 23/30</i> (2006.01) <i>B29K 33/00</i> (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
 <i>C08L 33/26</i> (2013.01)
 <i>A61B 18/12</i> (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2017-7029698
 (22) 출원일자(국제) 2016년05월13일
 심사청구일자 없음
 (85) 번역문제출일자 2017년10월16일
 (86) 국제출원번호 PCT/US2016/032292
 (87) 국제공개번호 WO 2016/183412
 국제공개일자 2016년11월17일</p> <p>(30) 우선권주장
 62/161,322 2015년05월14일 미국(US)
 62/257,877 2015년11월20일 미국(US)</p> | <p>(71) 출원인
 어플라이드 메디컬 리소시스 코포레이션
 미국 92688 캘리포니아 란초 산타 마가리타 아베
 니다 엠프레사 22872</p> <p>(72) 발명자
 펠싱어, 나타샤
 미국, 92688 캘리포니아, 란초 산타 마가리타, 아
 베니다 엠프레사 22872
 샤히브, 샘
 미국, 92688 캘리포니아, 란초 산타 마가리타, 아
 베니다 엠프레사 22872
 보라노스, 에두라도
 미국, 92688 캘리포니아, 란초 산타 마가리타, 아
 베니다 엠프레사 22872</p> <p>(74) 대리인
 특허법인에이아이피</p> |
|--|--|

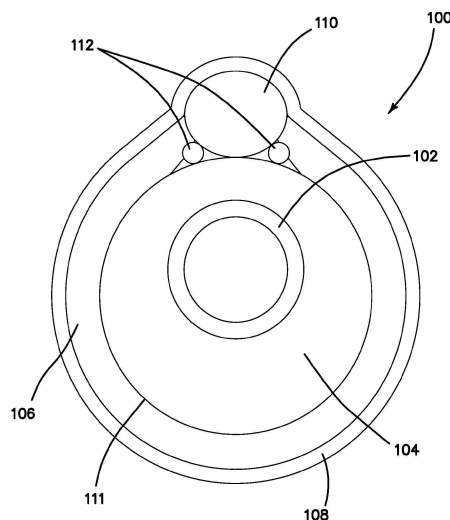
전체 청구항 수 : 총 71 항

(54) 발명의 명칭 **전기수술 트레이닝 및 시뮬레이션을 위한 합성 조직 구조체**

(57) 요약

전기수술 트레이닝 및 시뮬레이션을 위한 수술 시뮬레이터가 제공된다. 수술 시뮬레이터는, 실질적으로 이온 교차-결합 알기네이트 및 공유 교차-결합 아크릴아미드의 듀얼 상호침투 네트워크를 포함하는 하이드로겔로 만들어진 하나 이상의 시뮬레이션된 조직 구조체들을 포함한다. 상이한 시뮬레이션된 조직 구조체들의 조합들은, 복강경 전 직장간막 절제술, 경항문 전 직장간막 절제술, 담낭절제술 및 경항문 최소 비침습 수술을 포함하는 다양한 전기수술 절차들의 실습을 위한 절차-기반 모델들을 획정한다. 시뮬레이션된 조직 구조체들을 만드는 방법들이 또한 제공된다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

B29C 39/003 (2013.01)

C08J 5/122 (2013.01)

G09B 23/30 (2013.01)

B29K 2005/00 (2013.01)

B29K 2033/26 (2013.01)

C08J 2333/26 (2013.01)

C08J 2405/04 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

수술 시뮬레이터를 만드는 방법으로서,

아크릴아미드 폴리머를 제공하는 단계;

알기네이트 폴리머를 제공하는 단계;

물을 제공하는 단계;

용액을 형성하기 위하여 상기 아크릴아미드 및 알기네이트와 상기 물을 혼합하는 단계;

상기 용액에 암모늄 퍼설페이트를 첨가하는 단계;

상기 용액에 N,N-메틸렌비스아크릴아미드를 첨가하는 단계;

암모늄 퍼설페이트를 첨가하는 단계 및 N,N-메틸렌비스아크릴아미드를 첨가하는 단계 이후에 칼슘 설페이트를 상기 용액에 첨가하는 단계;

상기 용액을 해부학적 구조체를 나타내는 형상으로 캐스팅(cast)하는 단계; 및

전기수술을 시뮬레이션하고 실습하기 위하여 하이드로겔로 만들어진 시뮬레이션된 전기수술 모델을 형성하기 위하여 상기 용액을 경화시키는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 2

전기수술 기술들의 실습을 위한 수술 시뮬레이터를 만드는 방법으로서,

공유 교차-결합 아크릴아미드 네트워크와 교차-결합된 이온 교차-결합 알기네이트 네트워크를 포함하는 경화되지 않은 하이드로겔을 제공하는 단계;

폴리머 백을 제공하는 단계;

상기 경화되지 않은 하이드로겔을 상기 폴리머 백 내로 붓는 단계;

상기 폴리머 백을 밀봉하는 단계;

경화된 하이드로겔을 형성하기 위하여 상기 경화되지 않은 하이드로겔을 상기 폴리머 백 내에서 경화시키는 단계; 및

상기 경화된 하이드로겔을 제거하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 3

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

중량으로 약 0.3 퍼센트 아크릴아미드의 양으로 N,N, N', N'-테트라메틸에틸렌디아민을 상기 용액에 첨가하는 단계를 포함하며,

상기 암모늄 퍼설페이트를 첨가하는 단계는 중량으로 약 0.3 퍼센트 아크릴아미드의 양으로 암모늄 퍼설페이트를 상기 용액에 첨가하는 단계를 포함하고;

N,N-메틸렌비스아크릴아미드를 첨가하는 단계는 중량으로 약 0.06 퍼센트 아크릴아미드의 양으로 N,N-메틸렌비스아크릴아미드를 상기 용액에 첨가하는 단계를 포함하며; 및

칼슘 설페이트를 첨가하는 단계는 중량으로 약 13.6 퍼센트 알기네이트의 양으로 칼슘 설페이트를 상기 용액에

첨가하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 4

선행하는 방법 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 용액을 아르곤 가스로 플러싱(flush)하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 5

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 물을 혼합하는 단계 이전에 상기 아크릴아미드 폴리머 및 알기네이트 폴리머를 건조 혼합하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 6

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

중량으로 아크릴아미드 대 알기네이트의 제 1 비율을 갖는 하이드로겔의 제 1 층을 형성하는 단계; 및

중량으로 아크릴아미드 대 알기네이트의 제 2 비율을 갖는 하이드로겔의 제 2 층을 오버몰딩하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 7

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

합성 조직 구조체에 대하여 선택된 착색제를 제공하는 단계; 및

상기 착색제를 상기 물과 혼합하는 단계를 더 포함하며,

상기 착색제를 상기 물과 혼합하는 단계는 용액을 형성하기 위하여 상기 아크릴아미드 및 알기네이트와 상기 물을 혼합하는 단계 이전에 수행되는, 방법.

청구항 8

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 암모늄 퍼실레이트를 첨가하는 단계는 중량으로 약 0.3 퍼센트 아크릴아미드의 양으로 암모늄 퍼실레이트를 상기 용액에 첨가하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 9

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

N,N-메틸렌비스아크릴아미드를 첨가하는 단계는 중량으로 약 0.06 퍼센트 아크릴아미드의 양으로 N,N-메틸렌비스아크릴아미드를 상기 용액에 첨가하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 10

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

칼슘 설페이트를 첨가하는 단계는 중량으로 약 13.6 퍼센트 알기네이트의 양으로 칼슘 설페이트를 상기 용액에 첨가하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 11

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

아크릴아미드를 제공하는 단계는 중량으로 약 8 파트(part)의 아크릴아미드를 제공하는 단계를 포함하며, 알기네이트를 제공하는 단계는 중량으로 약 3 파트의 알기네이트를 제공하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 12

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

아크릴아미드를 제공하는 단계는 중량으로 약 8 파트의 아크릴아미드를 제공하는 단계를 포함하며, 알기네이트를 제공하는 단계는 중량으로 약 1 파트의 알기네이트를 제공하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 13

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

물을 제공하는 단계는 상기 시뮬레이션된 전기수술 모델의 물에 의해 약 86%의 총 중량을 제공하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 14

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

N,N, N', N'-테트라메틸에틸렌디아민을 상기 용액에 첨가하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 15

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

중량으로 약 0.3 퍼센트 아크릴아미드의 양으로 N,N, N', N'-테트라메틸에틸렌디아민을 상기 용액에 첨가하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 16

선행하는 방법 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

글리세린을 상기 물에 첨가하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 17

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

캐스팅하는 단계를 상기 용액을 맨드릴(mandrel) 상으로 캐스팅하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 18

선행하는 방법 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 용액을 캐스팅하는 단계 이후에 상기 용액을 가열하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 19

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 캐스팅하는 단계는 시뮬레이션된 중공형 해부학적 구조체를 생성하기 위하여 상기 용액을 원통형 몰드 내에 캐스팅하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 20

선행하는 방법 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 칼슘 설페이트를 첨가하는 단계 이후에 나트륨 메타바이설파이트를 상기 용액에 첨가하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 21

선행하는 방법 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 착색제를 상기 물과 혼합하는 단계는 상기 물의 약 1/2을 상기 착색제와 혼합하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 22

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 제 1 비율은 상기 제 2 비율과 동일한, 방법.

청구항 23

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 제 1 비율은 8:3 또는 8:1이며, 상기 제 2 비율은 8:3 또는 8:1인, 방법.

청구항 24

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
인공 조직 구조체를 제공하는 단계; 및
상기 인공 조직 구조체를 상기 제 1 층과 상기 제 2 층 사이에 내장하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 25

선행하는 방법 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 인공 조직 구조체를 상기 제 1 층에 접착하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 26

선행하는 방법 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 폴리머 백을 2개의 실질적으로 평평한 표면들 사이에 위치시키는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 27

선행하는 방법 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 2개의 실질적으로 평평한 표면들을 함께 누르는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 28

선행하는 방법 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 폴리머 백 내부의 상기 경화되지 않은 하이드로겔에 열을 인가하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 29

선행하는 방법 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 경화되지 않은 하이드로겔을 상기 폴리머 백 내로 붓는 단계 이후에 임의의 공기 포켓들을 실질적으로 제거하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 30

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 경화되지 않은 하이드로겔을 경화시키는 단계는 하이드로겔 재료의 실질적으로 평평한 시트를 형성하기 위하여 상기 폴리머 백 내부에서 상기 경화되지 않은 하이드로겔을 경화시키는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 31

수술 트레이닝을 위한 수술 시뮬레이터로서,
공유 교차-결합 아크릴아미드 네트워크와 교차-결합된 이온 교차-결합 알기네이트 네트워크를 포함하는 하이드로겔로 실질적으로 형성된 합성 조직 구조체를 포함하며, 상기 합성 조직 구조체는, 중량으로 아크릴아미드 대 알기네이트의 제 1 비율을 갖는 상기 하이드로겔로 형성된 제 1 층; 및 중량으로 아크릴아미드 대 알기네이트의 제 2 비율을 갖는 상기 하이드로겔로 형성된 제 2 층을 포함하고, 상기 제 2 층은 상기 제 1 층에 인접한, 수술 시뮬레이터.

청구항 32

수술 트레이닝을 위한 수술 시뮬레이터로서,
시뮬레이션된 장기 모델을 포함하며, 상기 시뮬레이션된 장기 모델은,
제 1 루멘을 확정하는 내부 표면 및 외부 표면을 갖는 제 1 튜브로서, 상기 제 1 튜브는 아크릴아미드 대 알기네이트의 제 1 비율을 갖는 이온 교차-결합 알기네이트 및 공유 교차-결합 아크릴아미드의 듀얼 상호침투 네트워크(dual interpenetrated network)를 포함하는 하이드로겔로 만들어지는, 상기 제 1 튜브;
제 2 루멘을 확정하는 내부 표면 및 외부 표면을 갖는 제 2 튜브로서, 상기 제 2 튜브는, 아크릴아미드 대 알기

네이트의 제 2 비율을 갖는 이온 교차-결합 알기네이트 및 공유 교차-결합 아크릴아미드의 듀얼 상호침투 네트워크를 포함하는 하이드로겔로 만들어지는, 상기 제 2 튜브를 포함하고,

상기 제 1 튜브는, 상기 제 1 튜브의 상기 외부 표면이 상기 제 2 튜브의 상기 내부 표면과 접촉하도록 상기 제 2 루멘 내부에 동축으로 위치되는, 수술 시뮬레이터.

청구항 33

수술 트레이닝을 위한 수술 시뮬레이터로서,

공유 교차-결합 아크릴아미드 네트워크와 교차-결합된 이온 교차-결합 알기네이트 네트워크를 포함하는 하이드로겔로 적어도 부분적으로 형성된 합성 조직 구조체를 포함하며,

상기 합성 조직 구조체는 인공 간 또는 인공 담낭 중 적어도 하나를 포함하고, 상기 인공 간 또는 인공 담낭 중 적어도 하나는, 공유 교차-결합 아크릴아미드 네트워크와 교차-결합된 이온 교차-결합 알기네이트 네트워크를 포함하는 하이드로겔로 실질적으로 형성된 적어도 하나의 루멘을 포함하는, 수술 시뮬레이터.

청구항 34

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 비율은 약 8:3이며, 상기 제 2 비율은 약 8:3인, 수술 시뮬레이터.

청구항 35

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 비율은 약 8:1이며, 상기 제 2 비율은 약 8:1인, 수술 시뮬레이터.

청구항 36

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 비율은 약 8:1이며, 상기 제 2 비율은 약 8:3인, 수술 시뮬레이터.

청구항 37

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 층과 상기 제 2 층 사이에 내장된 합성 조직 구조체를 더 포함하는, 수술 시뮬레이터.

청구항 38

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 층과 상기 제 2 층 사이에 내장된 합성 조직 구조체를 더 포함하며, 상기 내장된 합성 조직 구조체는 상기 제 1 층에 접촉되는, 수술 시뮬레이터.

청구항 39

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 층과 상기 제 2 층 사이에 내장된 합성 조직 구조체를 더 포함하며, 상기 내장된 합성 조직 구조체는 시아노아크릴레이트 접착제를 사용하여 상기 제 1 층에 접착되는, 수술 시뮬레이터.

청구항 40

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 층과 상기 제 2 층 사이에 내장된 합성 조직 구조체를 더 포함하며, 상기 내장된 합성 조직 구조체는 루멘, 인공 혈관구조, 인공 신경들, 및 인공 수뇨관 중 적어도 하나를 포함하는, 수술 시뮬레이터.

청구항 41

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 층과 상기 제 2 층 사이에 내장된 합성 조직 구조체를 더 포함하며, 상기 내장된 합성 조직 구조체는 중량으로 아크릴아미드 대 알기네이트의 제 3 비율을 갖는 공유 교차-결합 아크릴아미드 네트워크와 교차-결합된 이온 교차-결합 알기네이트 네트워크 또는 실리콘으로 형성되는, 수술 시뮬레이터.

청구항 42

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 층과 상기 제 2 층 사이에 내장된 합성 조직 구조체를 더 포함하며, 상기 내장된 합성 조직 구조체는 중량으로 약 8:3 또는 약 8:1의 아크릴아미드 대 알기네이트의 제 3 비율을 갖는 공유 교차-결합 아크릴아미드 네트워크와 교차-결합된 이온 교차-결합 알기네이트 네트워크로 형성되는, 수술 시뮬레이터.

청구항 43

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 비율은 약 8:3 또는 8:1이며, 상기 제 2 비율은 약 8:3 또는 8:1인, 수술 시뮬레이터.

청구항 44

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 비율은 및 상기 제 2 비율은 동일한, 수술 시뮬레이터.

청구항 45

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 비율은 및 상기 제 2 비율은 상이한, 수술 시뮬레이터.

청구항 46

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 하이드로겔은 약 8:3의 아크릴아미드 대 알기네이트의 비율을 갖는, 수술 시뮬레이터.

청구항 47

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 하이드로겔은 중량으로 약 86%의 물인, 수술 시물레이터.

청구항 48

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
제 3 루멘을 획정하는 내부 표면 및 외부 표면을 갖는 제 3 튜브를 더 포함하며, 상기 제 1 튜브 및 제 2 튜브는 상기 제 3 루멘 내부에 위치되는, 수술 시물레이터.

청구항 49

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
시물레이션된 전립선 계통은, 인공 전립선, 인공 정낭, 시물레이션된 방광, 시물레이션된 요도, 및 시물레이션된 정관 중 하나 이상의 포함하는, 수술 시물레이터.

청구항 50

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
인공 전립선, 인공 정낭, 시물레이션된 방광, 시물레이션된 요도, 및 시물레이션된 정관 중 하나 이상의 포함하는 시물레이션된 전립선 계통을 더 포함하며, 상기 시물레이션된 전립선 계통은 상기 제 3 루멘 내부에 위치되는, 수술 시물레이터.

청구항 51

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 시물레이션된 전립선 계통은 상기 제 2 튜브의 상기 외부 표면과 상기 제 3 튜브의 상기 내부 표면 사이에 위치되는, 수술 시물레이터.

청구항 52

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
제 4 루멘을 획정하는 내부 표면 및 외부 표면을 갖는 제 4 튜브를 더 포함하며, 상기 제 1 튜브 및 제 2 튜브는 상기 제 4 루멘 내부에 위치되는, 수술 시물레이터.

청구항 53

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 제 1 튜브와 상기 제 2 튜브 사이에 위치된 콜라겐 층을 더 포함하는, 수술 시물레이터.

청구항 54

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

다음의 위치들: 상기 제 1 튜브와 상기 제 2 튜브 사이, 및 제 2 튜브와 제 3 튜브 사이 중 하나 이상에 위치한 콜라겐 층을 더 포함하는, 수술 시플레이터.

청구항 55

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
메시 층을 더 포함하는, 수술 시플레이터.

청구항 56

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 인공 간 또는 인공 담낭 중 상기 적어도 하나가 인공 간일 때, 상기 적어도 하나의 루멘은 전반적으로 쿠이노 분류(Couinaud's classification)에 따라 구분된 혈관 유입 및 유출 트랙을 모방하는, 수술 시플레이터.

청구항 57

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 인공 간 또는 인공 담낭 중 상기 적어도 하나가 인공 담낭일 때, 상기 적어도 하나의 루멘은 전반적으로 쿠이노 분류(Couinaud's classification)에 따라 담즙 배출 트랙을 모방하는, 수술 시플레이터.

청구항 58

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 인공 간 또는 인공 담낭 중 상기 적어도 하나는 인공 복막을 포함하는, 수술 시플레이터.

청구항 59

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 수술 시플레이터는 약 86 퍼센트의 총 물 함량을 갖는, 수술 시플레이터.

청구항 60

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 수술 시플레이터는 제 2 층에 인접하여 제 1 층을 가지며, 상기 제 1 층은 중량으로 약 8:3의 아크릴아미드 대 알기네이트의 비율을 포함하고, 상기 제 2 층은 중량으로 약 8:1의 아크릴아미드 대 알기네이트의 비율을 포함하는, 수술 시플레이터.

청구항 61

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 하이드로겔 내에 내장된 메시 보강재를 더 포함하는, 수술 시플레이터.

청구항 62

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 하이드로겔은 착색제를 함유하는 물을 가지고 형성되는, 수술 시뮬레이터.

청구항 63

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 하이드로겔은 상기 아크릴아미드 및 알기네이트 혼합물에 물을 첨가하기 이전에 상기 아크릴아미드 및 알기네이트를 건조 혼합하고, 물을 상기 아크릴아미드 및 알기네이트 혼합물에 첨가함으로써 형성되는, 수술 시뮬레이터.

청구항 64

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 하이드로겔은 상기 아크릴아미드 및 알기네이트 혼합물에 착색제를 함유하는 물을 첨가하기 이전에 상기 아크릴아미드 및 알기네이트를 건조 혼합함으로써 형성되는, 수술 시뮬레이터.

청구항 65

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 루멘은 속이 찬, 수술 시뮬레이터.

청구항 66

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 합성 조직 구조체 또는 시뮬레이션된 장기 모델을 실질적으로 봉입하는 인클로저(enclosure)를 더 포함하는, 수술 시뮬레이터.

청구항 67

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
원위 단부에서 에너지를 전달하고 근위 단부에서 핸들로 제어되도록 구성된 상기 근위 단부 및 동작가능 원위 단부를 갖는 전기수술 유닛을 더 포함하며, 상기 하이드로겔과의 상기 전기수술 유닛의 상기 원위 단부의 접촉이 전기수술을 시뮬레이션하는, 수술 시뮬레이터.

청구항 68

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,
상기 수술 시뮬레이터는, 담낭절제술, 복강경 전 직장간막 절제술, 경항문 전 직장간막 절제술, 및 경항문 최소 침습 수술로 구성된 그룹으로부터 선택된 수술 절차의 수술 트레이닝을 위한 절차-기반 모델을 확정하는 상이한 합성 조직 구조체들의 조합을 포함하는, 수술 시뮬레이터.

청구항 69

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 절차-기반 모델은 담낭절제술 모델이며, 상기 담낭절제술 모델은 실질적으로 상기 하이드로겔로 형성된 인공 간, 인공 담낭, 인공 복막, 인공 혈관구조, 인공 담즙 관들, 및 루멘 중 2개 이상을 포함하는, 수술 시뮬레이터.

청구항 70

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 절차-기반 모델은 경향문 최소 침습 수술 모델이며, 상기 경향문 최소 침습 수술 모델은, 실질적으로 상기 하이드로겔로 형성된 인공 직장, 인공 근육계, 인공 직장간막, 인공 폴립들, 및 루멘 중 2개 이상을 포함하는, 수술 시뮬레이터.

청구항 71

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 절차-기반 모델은, 실질적으로 상기 하이드로겔로 형성된 인공 직장, 인공 근육계, 인공 직장간막, 인공 영치앞 근막 층, 인공 신경들, 인공 복막, 인공 복막-후강, 인공 방광, 인공 전립선, 인공 정낭들 및 루멘 중 2개 이상을 포함하는 경향문 전 직장간막 절제술 모델 또는 복강경 전 직장간막 절제술 모델 중 하나인, 수술 시뮬레이터.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 관련 출원들에 대한 상호 참조

[0002] 본 출원은, 공동 계류 중인 "Synthetic tissue for electrosurgical training and simulation"이라는 명칭으로 2015년 05월 14일자로 출원된 미국 가특허 출원 제62/161,322호, 및 "Synthetic tissue training for electrosurgical training and simulation"이라는 명칭으로 2015년 11월 20일자로 출원된 미국 가특허 출원 제 62/257,877호의 이익 및 이에 대한 우선권을 주장하며, 이들의 전부는 그 전체가 본원에 참조로서 포함된다.

[0003] 기술분야

[0004] 본 출원은 전기수술 절차들을 실습하기 위한 합성 조직에 관한 것으로서, 더 구체적으로는, 교차-결합된 하이드로겔로 만들어진 전도성 합성 조직 재료 및 이러한 재료 및 합성 조직 모델들을 제조하는 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0005] 기술에서의 진보들은 수술 절차들에서의 에너지 디바이스들의 증가된 사용으로 이어졌다. 전기수술에 대하여 인간의 조직의 반응과 아주 유사한 합성 조직에 대한 필요성이 존재한다. 합성 조직은 트레이닝 목적들을 위하여 외과의들 및 레지던트들에게 유익할 것이다. 합성 조직은, 에너지 디바이스들을 가지고 조작될 때 소작되고, 커팅되며 융합되기 위한 능력을 포함하여 인간의 조직을 밀접하게 닮기 위한 몇몇 특성들을 요구한다. 추가적으로, 조직은 탄성, 인성, 불합성, 촉감, 컬러, 및 텍스처와 같은 실제 조직의 기계적인 속성들을 에뮬레이션해야 할 필요성이 있다. 추가로, 재료는 인간의 해부학적 구조를 시뮬레이션하기 위하여 다양한 인간 장기들 또는 멤브레인(membrane)을 모방하는 구조체로 몰딩이 가능해야 할 필요성이 있다. 합성 조직은 또한 다양한 열가소성 물질 및 실리콘들에 결합될 수 있어야 할 필요성이 있을 수 있다. 본 발명은 이러한 필요성들을 처리한다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

- [0006] 본 발명의 일 측면에 따르면, 수술 트레이닝을 위한 수술 시뮬레이터가 제공된다. 수술 시뮬레이터는, 공유 교차-결합 아크릴아미드 네트워크와 교차-결합된 이온 교차-결합 알기네이트 네트워크를 포함하는 하이드로겔로 적어도 부분적으로 형성된 합성 조직 구조체를 포함한다. 합성 조직 구조체는 인공 간 또는 인공 담낭 중 적어도 하나를 포함한다. 인공 간 또는 인공 담낭 중 적어도 하나는, 실질적으로 공유 교차-결합 아크릴아미드 네트워크와 교차-결합된 이온 교차-결합 알기네이트 네트워크를 포함하는 하이드로겔로 형성된 적어도 하나의 루멘(lumen)을 포함한다.
- [0007] 본 발명의 다른 측면에 따르면, 수술 트레이닝을 위한 수술 시뮬레이터가 제공된다. 수술 시뮬레이터는, 실질적으로 공유 교차-결합 아크릴아미드 네트워크와 교차-결합된 이온 교차-결합 알기네이트 네트워크를 포함하는 하이드로겔로 형성된 합성 조직 구조체를 포함한다. 합성 조직 구조체는, 아크릴아미드 대 알기네이트의 제 1 중량 비율을 갖는 하이드로겔로 형성된 제 1 층 및 아크릴아미드 대 알기네이트의 제 2 중량 비율을 갖는 하이드로겔로 형성된 제 2 층을 포함한다. 제 2 층은 제 1 층에 인접한다.
- [0008] 본 발명의 다른 측면에 따르면, 수술 트레이닝을 위한 수술 시뮬레이터가 제공된다. 수술 시뮬레이터는 시뮬레이션된 장기 모델을 포함한다. 시뮬레이션된 장기 모델은 제 1 루멘을 확정(define)하는 내부 표면 및 외부 표면을 갖는 제 1 튜브를 포함한다. 제 1 튜브는, 아크릴아미드 대 알기네이트의 제 1 비율을 갖는 이온 교차-결합 알기네이트 및 공유 교차-결합 아크릴아미드의 듀얼 상호침투 네트워크(dual interpenetrated network)를 포함하는 하이드로겔로 만들어 진다. 시뮬레이션된 장기 모델은 제 2 루멘을 확정하는 내부 표면 및 외부 표면을 갖는 제 2 튜브를 포함한다. 제 2 튜브는, 아크릴아미드 대 알기네이트의 제 2 비율을 갖는 이온 교차-결합 알기네이트 및 공유 교차-결합 아크릴아미드의 듀얼 상호침투 네트워크를 포함하는 하이드로겔로 만들어 진다. 제 1 튜브는, 제 1 튜브의 외부 표면이 제 2 튜브의 내부 표면과 접촉하도록 제 2 루멘 내부에 동축으로 위치된다.
- [0009] 본 발명의 다른 측면에 따르면, 전기수술 기술의 실습을 위한 수술 시뮬레이터를 만드는 방법이 제공된다. 방법은, 아크릴아미드 폴리머를 제공하는 단계, 알기네이트 폴리머를 제공하는 단계, 물을 제공하는 단계, 용액을 형성하기 위하여 아크릴아미드 및 알기네이트와 물을 혼합하는 단계, 용액에 암모늄 퍼실레이트를 첨가하는 단계, 용액에 N,N-메틸렌비스아크릴아미드를 첨가하는 단계, 암모늄 퍼실레이트를 첨가하고 N,N-메틸렌비스아크릴아미드를 첨가하는 단계 이후에 용액에 칼슘 설페이트를 첨가하는 단계, 용액을 해부학적 구조체를 나타내는 형상으로 캐스팅(cast)하는 단계, 및 전기수술을 실습하고 시뮬레이션하기 위한 하이드로겔로 만들어진 시뮬레이션된 전기수술 모델을 형성하기 위하여 용액을 경화시키는 단계를 포함한다.
- [0010] 본 발명의 다른 측면에 따르면, 전기수술 기술의 실습을 위한 수술 시뮬레이터를 만드는 방법이 제공된다. 방법은, 공유 교차-결합 아크릴아미드 네트워크와 교차-결합된 이온 교차-결합 알기네이트 네트워크를 포함하는 경화되지 않은 하이드로겔을 제공하는 단계를 포함한다. 방법은, 폴리머 백(bag)을 제공하는 단계, 폴리머 백 내로 경화되지 않은 실리콘은 붓는 단계, 폴리머 백을 밀봉하는 단계, 경화된 하이드로겔을 형성하기 위하여 폴리머 백 내부에서 경화되지 않은 하이드로겔을 경화시키는 단계, 및 경화된 하이드로겔을 제거하는 단계를 포함한다. 결과적인 구조체는, 더 큰 절차-기반 수술 트레이닝 모델을 구축하는데 사용될 수 있는 실질적으로 평평한 하이드로겔의 시트이다.

도면의 간단한 설명

- [0011] 도 1은 본 발명에 따른 장기 모델의 분해된 상단 사시도이다.
- 도 2는 본 발명에 따른 시뮬레이션된 전립선 계통을 갖는 직장의 측면 단면도이다.
- 도 3a는 본 발명에 따른 직장 모델의 제 2 튜브와 제 3 튜브 사이에 위치한 2개의 콜라겐 층들의 후방의 부분 단면도이다.
- 도 3b는 본 발명에 따른 직장 모델의 제 2 튜브, 제 3 튜브 및 얇은 하이드로겔 층의 후방의 부분 단면도이다.
- 도 3c는 본 발명에 따른 직장 모델의 제 2 튜브, 제 3 튜브 및 콜라겐 층의 후방의 부분 단면도이다.
- 도 4a는 본 발명에 따른 직장 모델의 시뮬레이션된 전립선 계통과 제 2 튜브 사이에 위치한 2개의 콜라겐 층들의 전방의 부분 단면도이다.
- 도 4b는 본 발명에 따른 직장 모델의 시뮬레이션된 전립선 계통과 제 2 튜브 사이에 위치한 얇은 하이드로겔 층

의 전방의 부분 단면도이다.

도 4c는 본 발명에 따른 직장 모델의 시뮬레이션된 전립선 계통과 제 2 튜브 사이의 콜라겐 층의 전방의 부분 단면도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012] 본 발명의 재료는 듀얼 상호침투 교차-결합 하이드로겔 네트워크로 만들어 진다. 하이드로겔은 2개의 교차-결합 폴리머들: 이온 교차-결합 알기네이트 네트워크 및 공유 교차-결합 폴리아크릴아미드 네트워크의 혼합물이다. 8:3 비율의 아크릴아미드 대 알기네이트 및 물을 혼합함으로써 겔 재료가 마련된다. 더 사실적인 장기 또는 조직 부분들을 만들기 위하여, 컬러가 프로세스 내로 통합될 수 있다. 탈이온수가 아크릴아미드 및 알기네이트 고형물들과 혼합되기 이전에 착색제가 첨가된다. 겔을 형성하기 위하여 사용되는 물의 절반이 착색제를 만들기 위하여 사용된다. 워시(wash)는 물 및 아크릴 페인트의 방울들을 가지고 생성된다. 사용되는 페인트의 컬러 및 양은 장기에 따라 변화하며, 특정 장기 및/또는 조직 부분에 대하여 얼마나 많은 각각의 컬러의 부분들이 함께 혼합되어야 하는지를 보여주는 이하의 장기 컬러에 대한 표 1을 참조하라. 그런 다음, 유색 워시가 다시 물의 다른 절반과 결합되고, 아크릴아미드 및 알기네이트와 혼합된다. 겔의 물 함량은 대략 86 중량 퍼센트이다. 암모늄 퍼실레이트(아크릴아미드의 0.003 중량) 및 N,N-메틸렌비스아크릴아미드(아크릴아미드의 0.006 중량)가, 아크릴아미드에 대하여, 각기 광 개시제 및 교차-결합제로서 용액에 첨가된다. 추가로, 용액은 아르곤 가스로 플러시(flush)되며, N,N,N'N'-테트라메틸에틸렌디아민(아크릴아미드의 0.003 중량)이 아크릴아미드에 대한 교차-결합 가속제로서 아르곤 분위기 하에서 첨가된다. 최종 첨가제인 칼슘 설페이트(알기네이트의 0.136 중량)는 알기네이트에 대한 이온 교차-결합제이다. 용액이 균질하게 될 때까지 각각의 단계 전체에 걸쳐 슬러리가 일정하게 교반된다. 겔 용액이 장기 형상의 몰드들 내로 캐스팅되고, 경화를 위하여 30 분 동안 85°C의 오븐 내에 위치된다. 특정 하이드로겔 절차 예에 대해서는 아래의 예를 참조하라. 중공형(hollow) 장기들을 획득하기 위하여, 겔 용액이 맨드릴(mandrel) 상에 페인팅되고 경화를 위하여 가열 램프 아래에 위치될 수 있다. 경화된 산물은 장기 또는 조직의 튼튼하고 투명한 하이드로겔 또는 유색의 복제물이다. 하이드로겔 장기들의 애플리케이션은 더 동적인 수술 트레이닝을 위한 장기 트레이(tray)들을 만들며, 트레이들은 에너지 디바이스와 호환될 뿐만 아니라 더 살아 있는 것 같이 된다.

[0013] 다른 변형예에 있어서, 본 발명의 재료는 듀얼 상호침투 교차-결합 하이드로겔 네트워크로 만들어 진다. 하이드로겔은 2개의 교차-결합 폴리머들: 이온 교차-결합 알기네이트 네트워크 및 공유 교차-결합 폴리아크릴아미드 네트워크의 혼합물이다. 8:3 비율의 아크릴아미드 대 알기네이트 및 물을 혼합함으로써 겔 재료가 마련된다. 더 사실적인 장기들 또는 조직 부분들을 만들기 위하여, 컬러가 프로세스 내로 통합될 수 있다. 착색제 용액은, 다양한 조직 또는 장기들을 몰딩하는 동안 상이한 색소들의 접근성을 가능하게 하기 위하여 아크릴아미드 및 알기네이트 혼합물과 별개로 마련된다. 착색제 용액은 탈이온수에 아크릴 페인트들을 용해시킴으로써 마련된다. 사용되는 페인트의 양 및 컬러는 기관에 따라 변화한다. 특정 장기 및/또는 조직 부분에 대하여 얼마나 많은 각각의 컬러의 부분들이 함께 혼합되어야 하는지를 보여주는 이하의 장기 컬러에 대한 표 1을 참조하라. 하이드로겔을 생성하기 위하여 사용되는 물의 총 양으로부터, 절반의 물이 착색제 용액에 기인한다. 그런 다음, 유색 용액이 다시 물의 다른 절반과 결합되고, 이는 아크릴아미드 및 알기네이트와 혼합된다. 겔의 총 물 함량은 대략 86 wt%이다. 암모늄 퍼실레이트(대략 아크릴아미드의 0.3% 중량) 및 N,N-메틸렌비스아크릴아미드(대략 아크릴아미드의 0.6% 중량)가, 아크릴아미드에 대하여, 각기 광 개시제 및 교차-결합제로서 용액에 첨가된다. 추가로, 용액은 공기를 비활성 가스와 대체하기 위하여 대략 10-15 분 동안 아르곤 가스로 플러시되며, N,N,N'N'-테트라메틸에틸렌디아민(대략 아크릴아미드의 0.3% 중량)이 아크릴아미드에 대한 교차-결합 가속제로서 아르곤 분위기 하에서 첨가된다. 최종 첨가제인 칼슘 설페이트(대략 알기네이트의 13.6% 중량)는 알기네이트에 대한 이온 교차-결합제이다. 용액이 균질하게 될 때까지 각각의 단계 전체에 걸쳐 슬러리가 일정하게 교반된다. 겔 용액이 장기 형상의 몰드들 내로 캐스팅되고, 경화를 위하여 60 분 동안 85°C의 오븐 내에 위치된다. 특정 하이드로겔 절차 예에 대해서는 아래의 예를 참조하라. 중공형 장기들을 획득하기 위하여, 겔 용액이 맨드릴 상에 페인팅되고 경화를 위하여 가열 램프 아래에 위치될 수 있다. 경화된 산물은 장기 또는 조직의 튼튼하고 투명한 하이드로겔 또는 유색의 복제물이다. 하이드로겔 장기들의 애플리케이션은 더 동적인 수술 트레이닝을 위한 장기 트레이들을 만들며, 트레이들은 에너지 디바이스와 호환될 뿐만 아니라 더 살아 있는 것 같이 된다.

[0014] 본 발명의 하이드로겔로 만들어진 장기들 및/또는 조직은 인간 장기들과 밀접하게 닮고, 인간 장기들이 행하는 방식과 유사하게 에너지 디바이스들을 이용한 조작에 반응한다. 본 발명의 하이드로겔로 만들어진 합성 조직은 커팅되고, 조각되며, 융합될 수 있다. 본 발명에 따른 하이드로겔 조직의 2개의 층들은 다양한 모노폴라 및 바

이폴라 디바이스들을 사용하여 평면을 따라 분리될 수 있다. 추가로, 하이드로겔의 혈관들은 실제 혈관들과 유사하게 융합되고 가로로 절개될 수 있다. 가위, 그래스퍼(grasper)들, 및 봉합사들과 같은 기계적인 디바이스들이 또한 본 발명의 하이드로겔로 만들어진 합성 조직 상에서 사용될 수 있다. 조직은 봉합사들을 수용하기 위한 강도를 가지며, 합성 조직을 통한 봉합 인열 및 풀림에 대한 염려 없이 실제 수술들에서 사용되는 방식으로 봉합사들을 수용하기 위하여 추가적인 강도를 가능하게 하기 위해 추가적으로 메시로 보강될 수 있다. 이에 더하여, 젖었을 때, 재료는 미끈거리고 번들거리게 되며 이는 살아 있는 것 같은 느낌에 도움이 된다. 다른 재료들과의 하이드로겔의 호환성은, 큰 어셈블리들, 예컨대 시뮬레이터들에 대한 다수의 조직 컴포넌트들을 포함하는 장기 트레이들을 만들 때 유용하게 되며, 이는 합성 장기들이 서로 결합되어야 할 뿐만 아니라 트레이의 플라스틱 베이스에 결합될 수 있어야 하기 때문이다. 하이드로겔 재료로 만들어진 합성 장기들 및 조직들은 사용 준비가 될 때까지 대기에 대하여 최소로 노출되는 상태에서 밀폐된 컨테이너들 내에 저장되어야만 한다. 주로 물에 기인하여, 적절하게 저장되지 않는 경우 하이드로겔 재료는 시간의 경과에 따라 마를 수 있다. 그러나, 유익하게는, 본 발명의 하이드로겔은 물을 재흡수 하기 위한 능력을 가지며, 이는 하이드로겔이 수분을 상실한 이후에 재수화하고 사용되는 것을 가능하게 한다.

[0015] 본 발명의 다른 변형예에 있어서, 합성 조직은 다음과 같이 만들어 진다. 나트륨 메타바이설파이트가 이상에서 언급된 하이드로겔에 첨가제로서 첨가된다. 나트륨 메타바이설파이트는 칼슘 설파이트 이전에 용액에 첨가된다. 사용되는 양은 겔 용액 내에 존재하는 암모늄 퍼설파이트의 양과 동등하다. 나트륨 메타바이설파이트의 첨가는 겔이 실온에서 경화되는 것을 가능하게 한다. 일단 캐스팅되면, 하이드로겔은 즉시 경화하기 시작하며, 따라서 2차 오븐 경화에 대한 필요성이 더 이상 필수적이지 않다. 이러한 프로세스는 겔을 제조하기 위하여 요구되는 시간을 단축한다. 그러나, 결과적인 조직은 그것의 오븐-경화된 카운터파트와 동일한 인열 강도, 신장, 및 작업 시간이 결여된다.

[0016] 다른 접근방식은 하이드로겔 용액 내에 이미 존재하는 원료들의 비율을 조정하는 것을 사용한다. 하이브리드 하이드로겔의 2개의 폴리머들은 겔이 탄성이 되게 하고 계속해서 그것의 형상을 유지하는 것을 가능하게 하는 것이다. 겔 내의 아크릴아미드 대 알기네이트의 8:3 폴리머 비율은 겔의 상이한 속성들을 향상시키기 위하여 조정될 수 있다. 아크릴아미드의 양은 겔의 가요성 및 탄성을 증가시키기 위하여 증가될 수 있으며; 역으로, 알기네이트의 양이 증가되는 경우, 취성이 증폭되고 인열 저항이 감소된다. 교차-결합제들은 추가로 특정 특성들을 담당한다. 교차-결합제들은 본질적으로 폴리머 가닥들을 뒤얽히게 하며, 이는 폴리머 네트워크를 형성한다. 교차-결합제들의 양을 증가시키는 것은 하이드로겔이 더 빠르게 경화하는 것 및 부족한 탄성을 야기하며, 불충분한 교차-결합제의 양은 겔이 아니라 젤리의 형성을 야기한다. 물의 양이 또한 변화될 수 있으며, 물의 양은 정도에 반비례한다. 더 높은 물 함량을 갖는 겔이 더 부드러울 것이며, 젤리의 형성을 가질 것이다. 궁극적으로, 하이브리드 하이드로겔의 원료들은 상이한 물리적 및 기계적 속성들을 향상시키기 위하여 사용될 수 있다.

[0017] 대체 하이드로겔들의 2개의 다른 예들은 아크릴 산 기반 겔 및 클레이-기반 겔이다. 아크릴 산 하이드로겔에 있어서, 나트륨 하이드록사이드에 의해 중성화된 수용액에서의 아크릴 산의 중합을 통해 아크릴레이트 폴리머가 생성된다. 나트륨 메타바이설파이트-암모늄 퍼설파이트 산화 환원 작용은 중합 프로세스에 대한 개시제로서 역할한다. 클레이 기반 하이드로겔은 나트륨 폴리알킬레이트 및 클레이 나노시트들의 용액이다. 수지상(dendritic) 분자 결합제(G3-결합제)가 결합을 개시하기 위하여 용액에 첨가된다. 결과적인 산물은 투명하고 몰딩이 가능한 하이드로겔이다.

[0018] 하이드로겔 재료들 이외에 반도체성 실리콘들이 합성 장기들을 생성하기 위하여 사용될 수 있다. 반도체성 실리콘들은, 금속, 일반적으로 니켈-흑연 또는 알루미늄의 작은 입자들로 도핑된 실리콘 고무들이다. 이러한 금속 입자들은 본질적으로 이를 통해 전기가 흐르게 하는 매체를 제공함으로써 비-전도성 실리콘을 전도성으로 만든다. 반도체성 실리콘들은 비싸고 다른 재료들에 결합하기 어렵다. 이에 더하여, 실리콘은 전류에 대한 거리를 아크(arc)하기에 충분한 단락을 제공하기 위하여 많은 양의 금속 입자들을 포함해야만 한다. 이상의 재료들 및 프로세스들은 에너지 호환 장기 트레이들을 제조하기 위하여 유사하게 맞물린다.

[0019] 본 명세서에서 설명되는 하이드로겔 재료 조성물들로 만들어진 예시적인 장기 모델이 도 1 내지 도 3에 도시된다. 장기 모델은 시뮬레이션된 직장 모델(100)이다. 시뮬레이션된 직장 모델(100)은 본원에서 설명되는 하이드로겔 조성물 중 임의의 하나로 만들어지고 핑크 컬러로 염색된 제 1 튜브(102)를 포함한다. 일 변형예에 있어서, 하이드로겔은 대략 8:1의 아크릴아미드 대 알기네이트의 비율 및 대략 86%의 물을 갖도록 선택된다. 제 1 튜브(102)는 근위 단부와 원위 단부 사이에서 연장하는 제 1 루멘(103)을 획정한다.

[0020] 시뮬레이션된 직장 모델(100)은 제 2 루멘(105)을 획정하고 근위 단부와 원위 단부 사이에서 연장하는 제 2 튜

브(104)를 더 포함한다. 제 2 튜브(104)는 황색으로 염색된 본원에서 설명되는 하이드로겔 조성물들 중 임의의 조성물로 만들어 진다. 일 변형예에 있어서, 하이드로겔은 대략 8:1의 아크릴아미드 대 알기네이트의 비율 및 대략 86%의 물을 갖도록 선택된다. 제 2 루멘(105)은 동심-형(concentric-like) 방식으로 제 2 루멘(105) 내부에 제 1 튜브(102)를 수용하도록 치수가 결정된다. 제 2 튜브(104)는 시아노아크릴레이트 접착제를 사용하여 제 1 튜브(102)에 부착된다. 대안적으로, 제 2 튜브(104)가 제 1 튜브(102) 상에서 경화되며, 접착제가 이용되지 않는다. 제 2 튜브(104)의 황색 컬러는, 제 2 튜브(104)가 인간의 결장의 직장간막을 나타내도록 선택된다.

[0021] 모델(100)은 제 3 튜브(106)를 더 포함한다. 제 3 튜브(106)는 제 3 루멘(107)을 획정한다. 제 3 루멘(107)의 직경은 동심 방식으로 제 3 루멘(107) 내부에 제 2 튜브(104)를 수용하도록 치수가 결정된다. 제 3 튜브(106)는 제 2 튜브(104)의 상단 상에서 경화됨으로써 제 2 튜브(104)에 부착된다. 제 3 튜브(106)는 본원에서 설명되는 하이드로겔 조성물 중 임의의 하나로 만들어지고, 영치알 지방 층을 나타내기 위하여 황색 및/또는 오렌지색 컬러를 갖도록 염색된다. 일 변형예에 있어서, 하이드로겔은 대략 8:1의 아크릴아미드 대 알기네이트의 비율 및 대략 86%의 물을 갖도록 선택된다.

[0022] 시물레이션된 직장 모델(100)은 제 4 튜브(108)를 더 포함한다. 제 4 튜브(108)는 제 4 루멘(109)을 획정한다. 제 4 루멘(109)의 직경은 동심-형 방식으로 제 4 루멘(109) 내부에 제 3 튜브(106)를 수용하도록 치수가 결정된다. 제 4 튜브(108)는 본원에서 설명되는 하이드로겔 조성물 중 임의의 하나로 만들어지고 핑크 컬러로 염색된다. 일 변형예에 있어서, 하이드로겔은 대략 8:1의 아크릴아미드 대 알기네이트의 비율 및 86%의 물을 갖도록 선택된다. 제 4 튜브(108)는 시아노아크릴레이트 접착제, 예컨대 오하이오, 웨스트레이크의 LOCTITE®에 의해 생산되는 LOCTITE® 401 또는 4902 시아노아크릴레이트 접착제와 같은 접착제를 가지고 제 3 튜브(106)에 부착된다. 대안적으로, 제 4 튜브(108)가 제 3 튜브(106) 상에서 경화되며, 접착제가 이용되지 않는다.

[0023] 시물레이션된 직장 모델(100)의 일 변형예에 있어서, 시물레이션된 직장 모델(100)은 제 3 튜브(106)와 제 4 튜브(108) 사이에 위치되고 내장되는 시물레이션된 전립선 계통(110)을 더 포함한다. 일 변형예에 있어서, 시물레이션된 전립선 계통(110)은 제 3 튜브(106) 내에 위치되고 내장된다. 시물레이션된 전립선 계통(110)은 모델(100)의 전방 측에 위치된다. 시물레이션된 전립선 계통(110)은 다음의 시물레이션된 해부학적 구조체들 중 하나 이상을 포함한다: 시물레이션된 전립선, 시물레이션된 정낭들, 시물레이션된 방광, 시물레이션된 요도, 및 시물레이션된 정관. 시물레이션된 요도 및 시물레이션된 정관은 실리콘으로 만들어져 속이 찬 튜브로 형성되거나 또는 다른 폴리머로 만들어진다. 시물레이션된 정낭들은 우레탄 또는 다른 폼(foam)으로 만들어지며, 시물레이션된 정관 상에 오버몰딩된다. 시물레이션된 전립선은 우레탄 또는 다른 폼으로 만들어지며, 시물레이션된 요도 상에 오버몰딩된다.

[0024] 시물레이션된 직장 모델(100)의 일 변형예에 있어서, 시물레이션된 직장 모델(100)은 다음의 위치들 중 임의의 하나 이상의 위치에 위치된 하나 이상의 콜라겐 층(미도시)을 더 포함한다: (1) 제 2 튜브(104)와 제 1 튜브(102) 사이, (2) 제 3 튜브(106)와 제 2 튜브(104) 사이. 콜라겐 층은 축축하며 경화된 하이드로겔 튜브 상에 위치되고, 이는 그런 다음 이를 부착하기 위하여 오븐 내에 위치된다. 일 변형예에 있어서, 제 2 튜브(104)는 콜라겐의 얇은 층으로 커버되고 제 3 튜브(106)가 콜라겐의 얇은 층으로 커버되며, 전기수술 절개가 콜라겐의 2 개의 인접한 층들 사이에서 일어난다. 다른 변형예에 있어서, 얇은 콜라겐 층은 오로지 제 3 튜브(106)에만 적용되며, 절개는 제 3 튜브(106) 상의 콜라겐 층과 제 2 튜브(104) 사이에서 이루어진다. 다른 변형예에 있어서, 얇은 제 1 콜라겐 층이 제 2 튜브(104)에 적용되며, 얇은 제 2 콜라겐 층이 제 1 콜라겐 층에 적용된다. 전립선 계통(110)이 제 2 콜라겐 층에 부착되며, 제 1 콜라겐 층과 제 2 콜라겐 층 사이에서 전립선 계통 주변을 절개하기 위하여 주의가 기울여 진다. 다른 변형예에 있어서, 얇은 콜라겐 층이 전립선 계통(110)에 적용되며, 전립선 계통(110)을 피하기 위하여 제 2 튜브(104)와 얇은 콜라겐 층 사이에서 절개하기 위하여 주의가 기울여 진다.

[0025] 시물레이션된 직장 모델(100)은, 전기수술 디바이스들 및 전기수술 기술을 사용하여 하부 직장 내에 위치된 암에 대한 경향문 전 직장간막 절제술(transanal total mesorectal excision; TaTME)을 실습하기에 환상적으로 적합하다. 이러한 수술 절차에 있어서, 암에 걸린 직장은 채널에 연결된 밀봉가능 포트를 통해 제 1 루멘(103) 내로 항문을 통해 접근된다. 종양을 포함하는 직장의 암에 걸린 위치를 밀봉하기 위하여 씌지 봉합이 묶인다. 이러한 봉합 기술을 실습하기 위하여, 제 1 튜브(102)에는 선택적으로, 봉합사들이 제 1 튜브(102)에서 홀딩되고 당겨질 때 하이드로겔을 관통해 찢지 않도록 내장된 메시 층이 구비된다. 다른 변형예에 있어서, 씌지 봉합은, 외과 의사 시작적으로 봉합의 위치를 확인하고 단지 씌지 봉합 배치에 후속하는 기술들만을 실습하도록 제조 프로세스 동안 미리 만들어진다. 절차의 실습 시에, 외과의는 전방 방향에서 절개를 개시할 것이고, 도 2에서 보여질 수 있는 바와 같이 시물레이션된 전립선 계통(110) 내로 침투하지 않고 제 4 튜브(108) 내로 침투하지

않도록 주의를 기울이면서, 전기수술적으로 제 1 튜브(102)를 관통해 직장간막을 나타내는 제 2 튜브(104) 내로 그리고 제 2 튜브(104)와 제 3 튜브(106) 사이에서 제 2 튜브(104) 둘레로 환형적으로 커팅할 것이다. 시뮬레이션된 직장간막(제 2 튜브(104))에 진입하지 않도록 그리고 제 1 튜브(102) 내로 진입하지 않도록 또한 주의가 기울여 진다. 사용자는 신중하게 제 1 튜브(102) 둘레로 환형적으로 절개하는 것을 실습한다. 예시적인 후방 절개 위치들 및 절개 경로들이 도 3a 내지 도 3c에 예시된다. 도 3a는 제 2 튜브(104)와 제 3 튜브(106) 사이의 후방 절개 위치 및 이들이 이용되는 경우 2개의 콜라겐 층들(113) 사이의 절개 평면(111)을 예시한다. 도 3b는 제 2 튜브(104)와 제 3 튜브(106) 사이의, 특히, 제 3 튜브(106)와 제 2 튜브(104) 사이에 위치된 얇은 하이드로겔 층(112)과 제 2 튜브(104) 사이의 절개 경로와 함께 후방 절개 위치를 예시한다. 도 3c는 제 3 튜브(106)에 부착된 콜라겐 층(113)과 제 2 튜브(104) 사이의 절개 경로(111)와 함께 후방 절개 위치를 예시한다. 후방을 절개한 이후에, 도 2에서 보여질 수 있는 바와 같이, 제 3 튜브(106)에 도달될 때까지 제 2 튜브(104)의 더 얇은 층을 통해 절개함으로써 전방 절개가 시작된다. 절개는, 후방 절개부와 마주할 때까지 절개 평면(111)을 따라 제 2 튜브(104)와 제 3 튜브(106) 사이에서 진행한다. 도 3a, 도 3b 및 도 3c에 도시된 바와 같이 구성된 모델들의 후방 절개 경로(111)에 대응하는 예시적인 전방 절개 위치들 및 절개 경로들(111)이 각기 도 4a, 도 4b 및 도 4c에 예시된다. 도 4a는 이들이 제공되는 경우 2개의 콜라겐 층들(113) 사이에 놓인 절개 평면(111)과 함께 전방 절개 위치를 예시한다. 도 4b는 하이드로겔의 얇은 층(112)과 제 2 튜브(104) 사이에 놓인 절개 평면(111)과 함께 전방 절개 위치를 예시한다. 도 4c는 하나가 제공되는 경우 콜라겐 층(113)과 제 2 튜브(104) 사이에 놓인 절개 평면(111)과 함께 전방 절개 위치를 예시한다. 전립선 계통(110)을 손상시키는 위험성을 회피하기 위하여 제 3 튜브(106)에 진입하지 않도록 주의가 기울여 진다.

[0026] 시뮬레이션된 직장 모델(100)의 근위 단부는 경향문 어댑터에 부착될 수 있다. 경향문 어댑터는 수술 트레이너의 측면으로부터 모델 내로의 액세스를 제공하기 위하여 수술 트레이너의 베이스로부터 상단 커버를 이격시키기 위하여 사용되는 지지부이다. 수술 트레이너의 일 예가 미국 특허 제8,764,452호에 설명되며, 이는 그 전체가 본원에 참조로서 포함된다. 경향문 어댑터는 제 1 튜브(102)의 제 1 루멘에 연결된 개구부를 포함한다. 향문을 시뮬레이션하기 위하여 경향문 어댑터의 개구부를 둘러싸는 부드러운 실리콘이 제공된다. 수술 TaTME 절차의 실습은 경향문 어댑터의 개구부를 통해 이상에서 설명된 바와 같은 제 1 루멘(103) 내로 수행된다.

[0027] 일 변형예에 있어서, 제 1 튜브(102) 및 제 2 튜브(104)는 약 8:1의 아크릴아미드 대 알기네이트의 비율 및 약 86%의 물을 갖는 하이드로겔로 만들어지며, 제 3 튜브(106) 및 제 4 튜브(108)는 약 8:3의 아크릴아미드 대 알기네이트의 비율 및 약 86%의 물을 갖는 하이드로겔로 만들어진다. 동일한 비율을 갖는 층들/튜브들의 교차부가 실질적으로 구별이 불가능한 반면, 상이한 비율들을 갖는 층들/튜브들의 교차부는 구별이 가능하고, 이는 교차평면을 식별할 수 있게 그리고 더 용이하게 분리가능하게 만들며, 이는 정확한 절개 평면을 따라 실습자들을 인도하며, 절개를 정확한 절개 평면이 동일한 비율을 갖는 층들/튜브들의 교차부였던 경우보다 더 용이하게 만든다.

[0028] 시뮬레이션된 직장 모델(100)은 먼저, 맨드릴들이 구비된 중공형 튜브-형 몰드들 내로 재료를 캐스팅함으로써 어셈블리된다. 층들의 캐스팅은 최내측 층으로부터 시작하여 최외측 층으로 진행하거나 또는 이의 역이다. 예를 들어, 캐스팅이 최내측 층으로부터 시작하는 경우, 작은 튜브가 재료로 충전되고 오븐에서 경화하도록 허용된다. 작은 튜브 맨드릴로부터 제거될 때, 경화된 최내측 층이 희망되는 직경의 더 큰 직경의 튜브형 맨드릴 내로 삽입되고, 다음 층이 부어지며 경화된다. 그런 다음 조합물이 제거되어 더 큰 직경을 갖는 튜브형 맨드릴 내에 위치되며, 다음 층이 부어지는 등이다. 유사하게, 모델(100)은 외부 층으로 시작하여 순차적으로 내부 층으로 진행하여 구성될 수 있다. 희망되는 층들이 달성될 때까지 튜빙(tubing)이 더 큰 중공형 튜빙의 내부에 위치되며 그 사이의 최외측 공간이 재료로 충전되며, 이는 최내측 층이 부어질 때까지 점진적으로 이루어 진다. 예컨대 제 2 튜브에 대하여 요구되는 바와 같이 전방으로 또는 후방으로 더 두껍거나 또는 더 얇은 층을 달성하기 위하여 임의의 층이 길이 방향 축으로부터 오프셋될 수 있다. 씰지 봉합이 미리 만들어진 경우, 외부-내부 제조 프로세스가 이용될 것이다. 계속적으로 맨드릴을 위치시키는 대신에, 마지막 최내측 층 상에서, 재료가 상단 부분을 제외하고 직장을 완전히 충전하기 위하여 캐스팅될 수 있다. 작은 맨드릴이 상단 상에 위치될 것이며, 오로지 바로 그 상단만이 중공형이 되도록 할 것이다. 맨드릴은 씰지 봉합과 유사한 외관으로 설계될 수 있으며, 이는 사용자에게 씰지 봉합이 이미 완료되었다는 시각적인 큐(cue)를 제공한다. 콜라겐 층을 적용하기 위하여, 시트 또는 원통의 형태의 합성 또는 천연 콜라겐 캐스팅이 이용된다. 원통의 형태로 제공되는 경우, 이는 시트들로 커팅된다. 그런 다음, 콜라겐 층이 물에 적셔지고, 물이 적용의 희망되는 층 상에 브러싱된다. 그런 다음, 적셔진 콜라겐 층이 하이드로겔의 층 상에 위치된다. 필요에 따라 더 많은 층들이 부가되며, 다수의 층들이 나란히 이용될 때 하이드로겔 층 및 콜라겐 층은 하이드로겔을 콜라겐에 또는 콜라겐을 그 자체에 부착하기 위하여 오븐에서 함께 구워진다. 모델(100)은 층들을 오버 몰딩함으로써 또는 시아노아크릴레이트 접착제

를 가지고 함께 홀딩된다. 전립선 계통(110)과 같은 모델(100)의 실리콘 컴포넌트들은 시아노아크릴레이트 접착제를 사용하여 하이드로겔 또는 콜라겐에 부착된다. 우레탄 몰드들이 이용되며, 몰드들은, 비제한적으로, 몰드를 친수성으로 만들고 몰드 내로의 하이드로겔 재료의 확산을 개선하기 위하여 플라즈마 처리 및 플레임 처리를 포함하는 다양한 방식으로 표면 처리될 수 있으며, 특히, 나트륨 메타바이설파이드를 포함하지 않는 하이드로겔 제형에 대하여 그러하다. 특정 모델 장기 부분들, 특히 얇은 시트-형 부분들 예컨대 시뮬레이션된 복막은 폴리백(polybag) 캐스팅에 의해 형성된다. 폴리백 캐스팅에 있어서, 하이드로겔 재료가 백 내로 부어진다. 임의의 공기 포켓들이 제거되고, 백이 밀봉되어 2개의 평평한 트레이들 사이에 위치된다. 약 2.5-5.0 파운드의 중량이 트레이들의 상단 상에 놓이며, 인공 복막 또는 장막을 생성하기 위하여 평평한 시트로 경화되도록 허용된다. 하이드로겔로 만들어진 인공 혈관구조가 또한 폴리백 내부에 인공 혈관구조를 배열함으로써 내장될 수 있다. 또한, 시뮬레이션된 중공형 혈관들을 제조하기 위하여 더 작은 중공형 몰드들이 사용된다.

[0029] 다른 변형예에 있어서, 모델(100)은 직장을 나타내기 위하여 원통형 형상을 갖지 않는다. 그 대신에, 모델(100)은 단순히, 도 5에 도시된 바와 같이 마치 원통이 커팅되고 평평하게 놓인 것처럼 상단으로부터 하단까지 직사각형 또는 정사각형 블록의 형상의 4개의 층들(102, 104, 106, 108)을 포함한다. 층들의 블록 구성은, 사용자가 내장을 경유하여 수행되는 절차들을 갖는 루멘 구성에 국한되지 않고 절차들을 실습하는 것을 허용한다. 블록은, 실습생들이 간단히 커버와 베이스 사이의 수술 트레이너의 공동 내부에 위치한 이러한 모델(100)을 가지고 복강경 환경에서 전기수술 기술들을 실습하는 것을 가능하게 한다. 이러한 변형예에 있어서, 제 1 층(102) 및 제 2 층(104)은 약 8:1의 아크릴아미드 대 알기네이트의 비율 및 약 86%의 물을 갖는 하이드로겔로 만들어지며, 제 3 층(106) 및 제 4 층(108)은 약 8:3의 아크릴아미드 대 알기네이트의 비율 및 약 86%의 물을 갖는 하이드로겔로 만들어진다.

[0030] 본 명세서에 개시된 하이드로겔들 중 임의의 하나의 하이드로겔은, 수술 절차들, 특히 복강경 전기-수술 절차들의 실습을 위한 시뮬레이션된 조직 구조체의 적어도 부분을 형성하기 위하여 사용되며, 여기에서 시뮬레이션된 조직 구조체는 시뮬레이션된 조직 구조체를 실질적으로 봉입하는 인클로저(enclosure) 내부에 배치된다. 인클로저의 일 예는, 그 안에서 수술 필드를 시각화하기 위하여 복강경이 사용되는 복강경 트레이너를 포함한다. 시뮬레이션된 조직 구조체는, TaTME 절차를 실습하기에 적절하며 이상에서 설명된 바와 같은 인간의 하부 직장과 연관된, 중공형의 또는 속이 찬 인공 혈관들, 동맥들, 정맥들, 하나 이상의 장기들 및 조직들에 한정되지 않는다. 또한, 이상에서 설명된 TaTME 모델은 4개의 층들 대신에 하이드로겔의 2개의 층들을 가지고 만들어질 수 있다. 이러한 모델에 있어서, 하이드로겔로 만들어진 2개의 층들은, 모델이 튜브 형상을 가지도록 형성된 경우, 각기 직장 층 및 직장간막 층인, 제 1 튜브(102) 및 제 2 튜브(104)를 포함한다. 2개의 층들을 갖는 이러한 TaTME 모델의 변형예는 2개의 층들(102, 104) 사이에 위치한 메시 층을 포함한다. 물론, TaTME 모델이 반드시 튜브형 형상을 가져야 하는 것은 아니다. TaTME 모델들 중 임의의 모델은 에너지를 사용하는 제거를 위해 실습될 인공 폴립들을 포함할 수 있다. 담낭 모델은 인공 간, 인공 담낭, 인공 복막, 인공 근막, 인공 관(들), 및 하나 이상의 인공 동맥 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 담낭 모델의 대안적인 변형예에 있어서, 인공 간은 시뮬레이션되는 절차가 수행될 위치들에 대한 수술 영역들을 국부화하기 위하여 하이드로겔로 만들어지는 대신에 실리콘 또는 크라톤(KRATON)으로 만들어진다. 시뮬레이션된 조직 구조체는 실질적으로 본원에서 설명되는 하이드로겔들 중 임의의 하나의 하이드로겔로 만들어진다. 일 변형예에 있어서, 시뮬레이션된 조직 구조체는, 시뮬레이션된 난소 부분, 자궁 뿔 부분, 자궁, 난소, 나팔관, 질, 자궁 경부, 방광, 장막, 및 복막 중 하나 이상을 포함하는 인공 인간 난소 장기를 포함한다. 복막 및 장막은 추가로 내장된 중공형 또는 속이 찬 시뮬레이션된 혈관구조를 포함할 수 있으며, 이는 또한 하이드로겔로 만들어진다. 하이드로겔로 만들어지며 시뮬레이션된 조직 구조체의 적어도 부분을 형성하는 다른 인공 장기들은 인공 위, 신장, 직장, 대동맥, 종양, 및 폴립을 포함한다. 본원에서 설명되는 하이드로겔로 만들어진 시뮬레이션된 조직 구조체들 중 임의의 조직 구조체는 메시 층을 포함할 수 있다. 또한, 시뮬레이션된 조직 구조체는 시뮬레이션된 조직의 상이한 부분들을 형성하는 2개의 상이한 하이드로겔들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 이상에서 설명된 바와 같이, 시뮬레이션된 조직 구조체의 부분이 8:3 제형을 갖는 하이드로겔을 가지고 만들어질 수 있으며, 다른 부분은 8:1 제형을 가질 수 있다. 또한, 시뮬레이션된 조직 구조체의 부분이 본 발명에 따른 하이드로겔로 만들어질 수 있고, 실리콘 또는 다른 재료로 만들어진 부분이 하이드로겔로 만들어진 부분에 부착되거나, 연결되거나, 인접하거나 또는 이와 병치될 수 있다. 예를 들어, 시뮬레이션된 맹장 수술 모델에 있어서, 인공 결장은 실리콘으로 만들어지고, 인공 복막 및 혈관들은 본원에서 설명되는 하나 이상의 제형을 갖는 하이드로겔로 만들어진다. 다른 예에 있어서, 시뮬레이션된 담낭 모델에서, 인공 간은 실리콘 또는 크라톤으로 만들어지며, 담낭 모델의 모든 다른 부분들은 본원에서 설명되는 하나 이상의 제형을 갖는 하이드로겔로 만들어진다. 다른 예에 있어서, 인공 직장이 실리콘으로 만들어지며, 본원에서 설명되는 하이드로겔의 인공 폴립들이 시아노아크릴레이트 접착제를 사용하여 실리콘 직장에 부착된다.

[0031] 사용 시에, 본 발명에 따른 시뮬레이션된 조직 구조체는, 전기수술 유닛들을 사용하는 것, 전기수술 기술들, 전기수술 유닛들만을 그리고 수술에서 마주하게 되는 다른 기구들과 함께 이를 이용하는 수술 절차들을 실행하기 위하여 해부학적 부분으로 구성된 사실적인 매체를 제공하기 위하여, 비제한적으로, 전기수술에서 이용되는 모노폴라, 바이폴라, 고조파 또는 다른 디바이스들을 포함하는 전기수술 유닛들과 함께 사용하기 위하여 구성된다. 전기수술 유닛들의 조작은, 전기수술 유닛들을 가지고 수행되는 특정 절차들을 학습하고 수술 기술들을 이용하는 것과 같은 실습을 필요로 한다. 전기수술 유닛이 적용될 때, 바이폴라 시스템에서 2개의 극성들 사이를 이동하는 전류에 의해 또는 모노폴라 시스템에서 하나의 전기적 극성으로부터 접지로 이동하는 전류에 의해 열이 생성된다. 전형적으로, 모노폴라 시스템에 있어서, 인공 조직 구조체는 접지에 연결된 접지 플레이트/패드 위에 위치되며 이와 접촉한다. 본 발명에 따른 시뮬레이션된 조직 구조체의 일 변형예에 있어서, 하이드로겔로 구성된 구조체의 그 부분이 접지 패드/플레이트 또는 다른 전도성 표면과 직접 접촉하도록 위치된다. 막상 닥쳐보니, 시뮬레이션된 조직 구조체의 전체는, 하이드로겔은 접지 패드, 전도성 경로, 예컨대 하이드로겔 부분과 접촉하고 그런 다음 접지 패드에 접촉하기 위하여 모델의 비-전도성 부분들을 가로질러 지나가는 와이어 또는 유사한 것과 직접 접촉하지 않도록 구성된다. 예를 들어, 캘리포니아의 Applied Medical Resources Corporation의 미국 특허 출원 공개번호 제US 2014/0370477호에서 설명된 모델과 같은 담낭 모델에 있어서, 해부학적 부분은 모델이 직립하는 것을 가능하게 하기 위하여 지지부에 연결된다. 간, 복막, 담낭, 혈관구조, 근막, 관 계통 또는 모델의 다른 컴포넌트 중 임의의 하나가 하이드로겔로 만들어지는 경우, 와이어는 그 부분을 통과하여 금속 프레임과 접촉하도록 공급되고, 그 금속 프레임은 접지 패드 최상단에 위치될 수 있는 스탠드의 하단 표면에서 노출된 스탠드를 완전히 관통해 연장하는 프레임 레그(leg)들과 함께 스탠드 내에 세팅된다. 하이드로겔 구조체가 전기수술 유닛과 접촉될 때, 하이드로겔 구조체의 온도는 접촉의 위치에서 하이드로겔의 수분 함량이 기화하기 시작하는 온도까지 상승할 것이다. 하이드로겔이 중량으로 하이드로겔 구조체의 약 86%의 물을 포함하고 있기 때문에, 모델은 인간 조직 상에서 수행되는 전기수술 동안 생성되는 연기를 모방하는 증기를 생성할 것이다. 유익하게는, 하이드로겔의 수증기는 실제 조직에 의해 생성되는 연기에 비하여 냄새가 나지 않는다. 전기수술 유닛과 장시간 접촉될 때, 수분 함량이 접촉의 위치에서 감소될 것이며, 이는 유익하게는 실제 수술에서 전형적으로 마주하게 되는 조직의 시뮬레이션된 융합 또는 밀봉을 생성한다. 따라서, 본 발명은 유익하게는 전기수술을 이용하는 절차들을 겪을 조직 구조체의 외관 및 느낌을 시뮬레이션할 뿐만 아니라, 전기수술이 시뮬레이션된 조직 구조체에 적용될 때 실제 전기수술을 모방하는 방식으로 반응한다. 본 발명의 하이드로겔은 조직의 절개에 더하여 전기수술 유닛을 통한 밀봉 및/또는 융합을 시뮬레이션하기 위하여 사용될 수 있다.

[0032] [표 1]

장기	컬러 비율
간	4 적색 : 1 흑색
담낭	3 황색 : 1 청색
담낭관	3 황색 : 1 청색
신장	4 적색 : 1 청색
비장	4 적색 : 1 청색
췌장	4 황색
장막	4 황색 : 1 백색
장간막	4 황색 : 1 백색 (8 회 연속 희석)
정맥	3 청색 : 0.5 흑색
동맥	5 적색 : 0.5 흑색
대동맥	4 적색

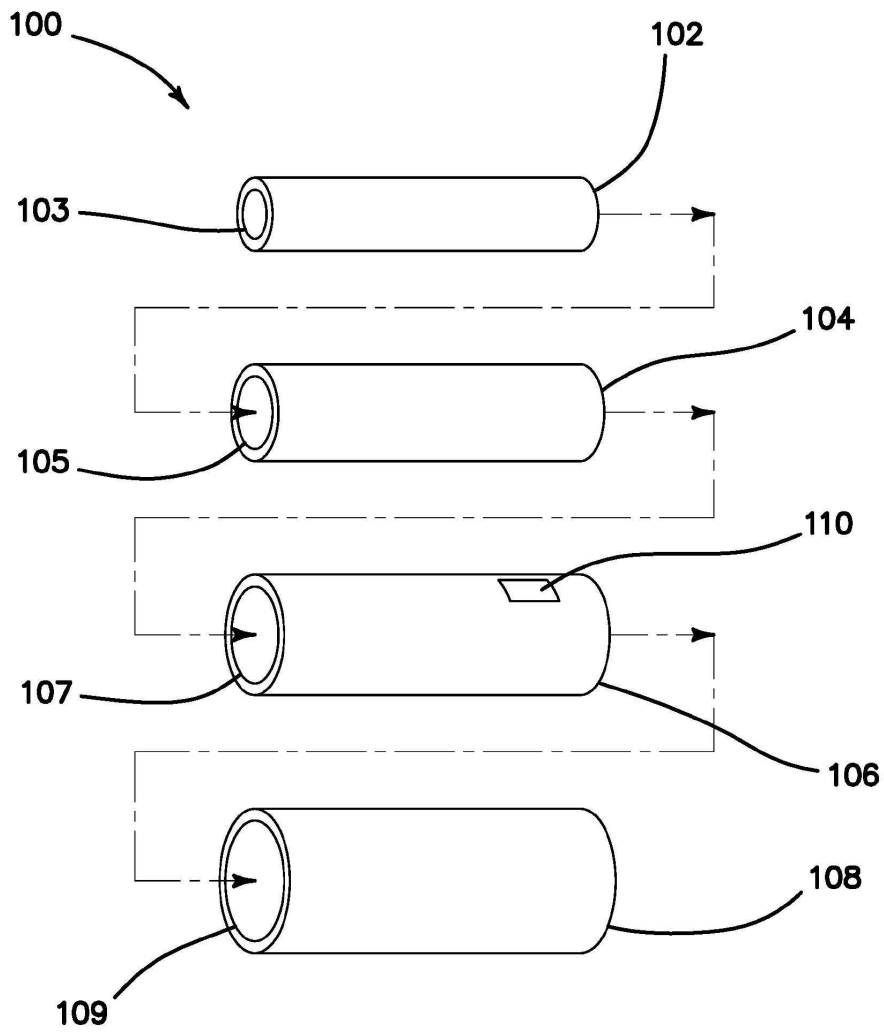
[0033] 예

[0034]

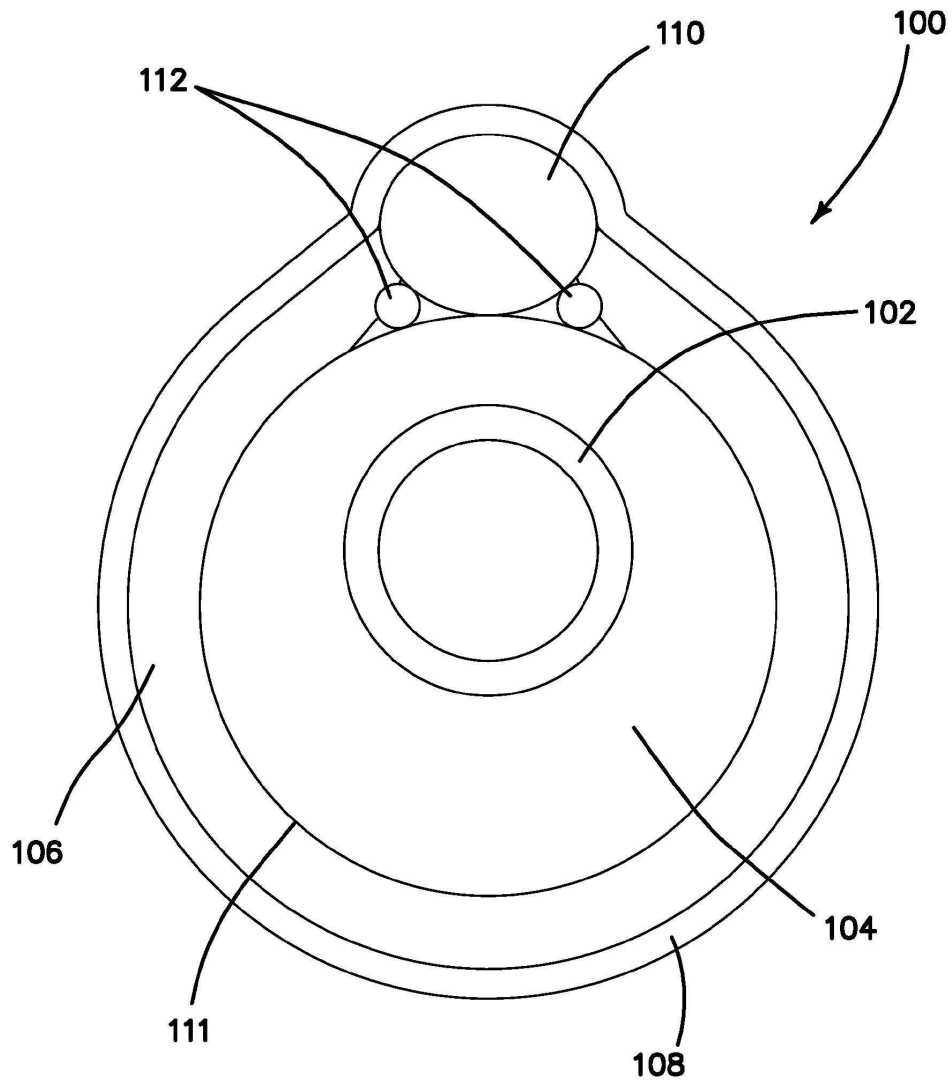
- [0035] 다음은 본 발명에 따른 시물레이션된 하이드로겔 간을 만들기 위한 예시적인 절차이다. 대형 유리 비커 내에, 33.75g의 알기네이트 및 90g의 아크릴아미드를 첨가한다. 혼합물이 균일해질 때까지 2개의 고형물들을 혼합 건조한다. 614 ml의 탈이온(DI) 수를 덜어낸다. 614 ml의 DI 수 중 307 ml(약 절반)를 파우더 혼합물을 가진 비커에 첨가한다. 비커의 하단 또는 측면들에 부착된 임의의 알기네이트를 분리하기 위하여 용액을 혼합한다. 일단 균질한 용액이 형성되면, 혼합을 계속하기 위하여 비커를 오버헤드 믹서(overhead mixer) 아래에 위치시키거나 또는 교반(stir) 바를 삽입하고 교반 플레이트 상에 위치시킴으로써 혼합물을 유지한다. 나머지 307 ml의 물을 상이한 비커에 첨가하며, 이는 착색제를 마련하기 위하여 사용된다. 시물레이션된 간에 대하여, 4 드롭(drop)의 적색 아크릴 페인트 및 1 드롭의 흑색 아크릴 페인트가 DI 물의 제 2 병에 첨가되고, 물이 균일한 컬러가 될 때까지 교반 플레이트 상에서 교반된다. 이제 유색의 307 ml의 DI 물이 다시 겔 용액의 비커 내의 다른 절반과 결합된다. 겔 용액의 비커는 모든 고형물들을 용해시키고 착색제의 균일한 혼합을 가능하게 하기 위하여 오버헤드 믹서 또는 교반 플레이트 상에서 혼합되고 있는 채로 남아 있다. 용액 교반을 유지하면서, 0.250g의 암모늄 퍼설페이트(ammonium persulfate; APS)를 첨가하고, 0.050g의 N,N'-메틸렌비스아크릴아미드를 첨가한다. 진행하기 이전에 APS 및 N,N'-MBAA이 겔 용액 내에 용해된다. 용액이 점성이고, 더 가벼운 첨가제들이 믹서들을 가지고 용이하게 혼합되지 않을 것이기 때문에, 필요한 경우 손으로 혼합한다.
- [0036] 오버헤드 믹서 또는 교반 플레이트 상에 있는 동안, 얇은 호스를 겔 용액의 비커의 하단 내로 삽입하며, 호스는 아르곤 가스 탱크에 연결되어야만 할 것이다. 약 15분 동안 비커 내로 아르곤 가스의 스트림으로 거품이 일게 한다. 이후에, 호스를 용액으로부터 제거하고, 호스가 다른 5분 동안 겔 용액의 상단 상에서 아르곤 가스의 스트림의 아래에 그리고 표면 위에 놓이게 한다. 용액을 아르곤 가스로 플러싱한 이후에, 병으로부터 얇은 호스를 제거한다. 다음의 단계가 또한 아르곤 상향 하에서 완료된다. N,N,N',N'-테트라메틸에틸렌디아민(N,N,N',N'-TMEDA) 병의 헤드스페이스(headspace)를 아르곤으로 플러싱한다. 마이크로피펫을 사용하여, N,N,N',N'-TMEDA 병 헤드 스페이스로부터 0.290 밀리리터의 아르곤 가스를 피펫으로 따르고 가스를 측면으로 방출하되, 이는 마이크로피펫의 내부를 플러싱하기 위하여 2번 이루어져야만 한다. 이제, 동일한 마이크로피펫 팁을 사용하여 병으로부터 0.290 ml의 N,N,N',N'-TMEDA를 추출하고, 겔 용액 내로 방출한다. N,N,N',N'-TMEDA 병은 사용 이후에 빠르게 밀봉되고 습기가 없는 어두운 영역에 보관되어야만 한다.
- [0037] 계속 교반하여 칼슘 설페이트 디하이드레이트($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) 및 DI 수의 슬러리를 만든다. 대략 25ml의 DI 수를 4.59g의 $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ 에 첨가한다. 완전히 혼합하고, 슬러리를 하이드로겔 용액에 첨가한다. $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ 슬러리의 나머지를 DI 수로 세척하고, 하이드로겔 용액에 첨가한다. 일부 백색 클라우드(cloud)들이 $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ 의 첨가로부터 계속해서 남아 있을 수 있다. 이러한 클라우드들은 하이드로겔이 경화되면 사라질 것이다. 겔 슬러리가 약 1 분 동안 중간 속도에서 혼합되게끔 한다. 이제 겔 슬러리가 간 몰드 내로 부어지고, 겔을 경화시키기 위하여 60분 동안 85°C에서 오븐에 위치될 수 있다. 1 시간 후에, 몰드가 오븐으로부터 제거되고 실온에서 냉각된다. 일단 냉각되면, 하이드로겔 간이 몰드로부터 제거될 수 있다. 최종 산물은 기계적인 디바이스들에 더하여 에너지 디바이스들로 조작될 수 있는 살아 있는 것 같은 합성 간이다.
- [0038] 본원에 개시된 합성 조직의 실시예들에 대해 다양한 변형들이 이루어질 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 따라서, 이상의 설명은 제한적으로 해석되지 않아야 하며, 단지 선호되는 실시예들의 예시들로서 해석되어야만 한다. 당업자들은 본 개시의 사상 및 범위 내에서 다른 수정예들을 구상할 것이다.

도면

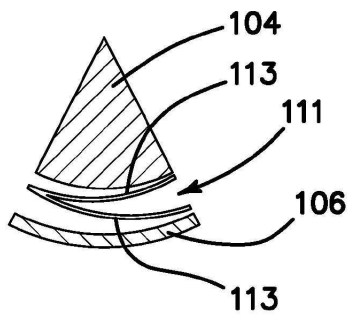
도면1



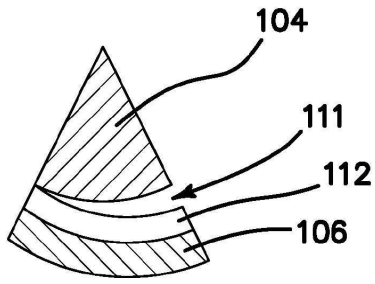
도면2



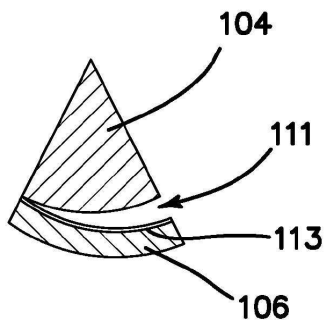
도면3a



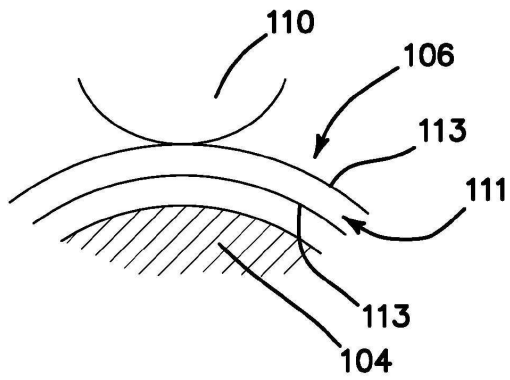
도면3b



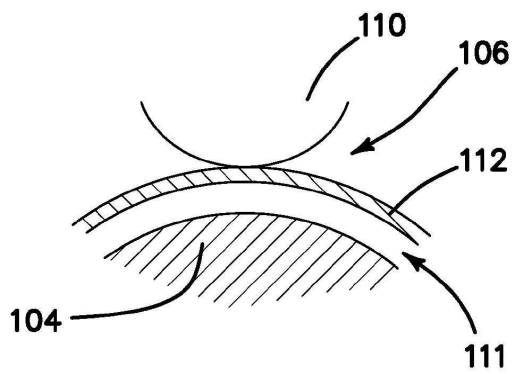
도면3c



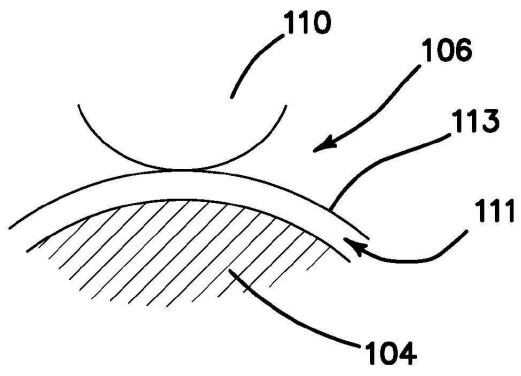
도면4a



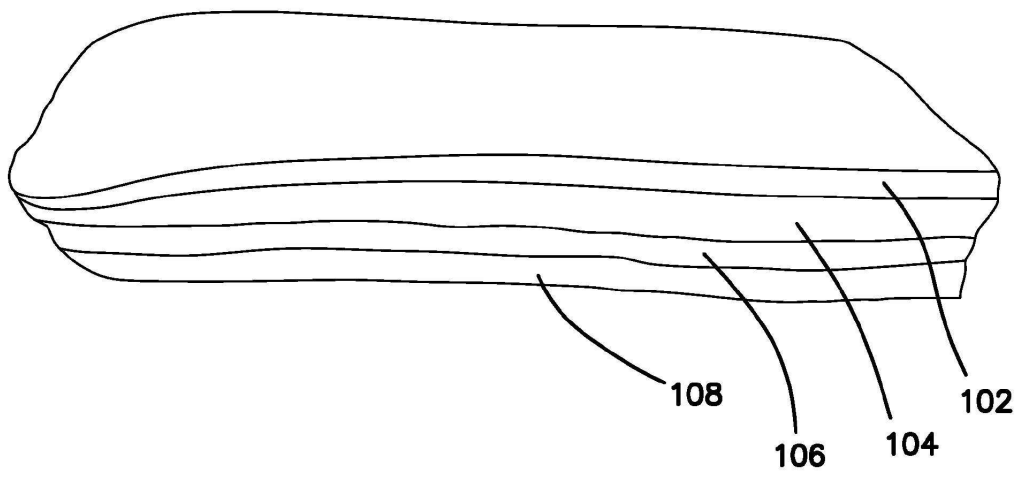
도면4b



도면4c



도면5



专利名称(译)	用于电外科训练和模拟的合成组织结构		
公开(公告)号	KR1020180008417A	公开(公告)日	2018-01-24
申请号	KR1020177029698	申请日	2016-05-13
[标]申请(专利权)人(译)	应用医疗资源		
申请(专利权)人(译)	应用医疗公司光刻系统		
当前申请(专利权)人(译)	应用医疗公司光刻系统		
[标]发明人	FELSINGER NATASHA 펠싱어나타샤 CHEHAYEB SAM 샤히브샘 BOLANOS EDUARDO 보라노스에두라도		
发明人	펠싱어,나타샤 샤히브,샘 보라노스,에두라도		
IPC分类号	C08L33/26 A61B18/12 B29C39/00 B29K33/00 C08J5/12 G09B23/30		
CPC分类号	C08L33/26 B29C39/003 C08J5/122 A61B18/12 G09B23/30 C08J2333/26 C08J2405/04 B29K2033/26 B29K2005/00		
优先权	62/257877 2015-11-20 US 62/161322 2015-05-14 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于电外科训练和模拟的手术模拟器。手术模拟器包括由水凝胶制成的一个或多个模拟组织结构，所述水凝胶包含离子交联的藻酸盐和共价交联的丙烯酰胺的双互穿网络。组织结构的不同模拟组合定义了用于各种电外科手术的实践的基于程序的模型，包括腹腔镜全肠系膜切除术，颅内全肠系膜切除术，胆囊切除术和微创手术。还提供了用于创建模拟组织结构的方法。

