



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년03월27일

(11) 등록번호 10-1506807

(24) 등록일자 2015년03월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61M 37/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0113370

(22) 출원일자 2013년09월24일

심사청구일자 2013년09월24일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020100104504 A*

KR1020100104506 A*

KR101083105 B1

KR1020100046321 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

경상대학교산학협력단

경상남도 진주시 진주대로 501 (가좌동)

(72) 발명자

윤정원

경상남도 진주시 가호로44번길 7 대동아파트 101
동 1301호

데드카 테흐라니, 모하마드

경상남도 진주시 진주대로 501

김명옥

경남 진주시 가호로44번길 7, 102동 303호 (호탄
동, 대동아파트)

(74) 대리인

손민

전체 청구항 수 : 총 7 항

심사관 : 강성현

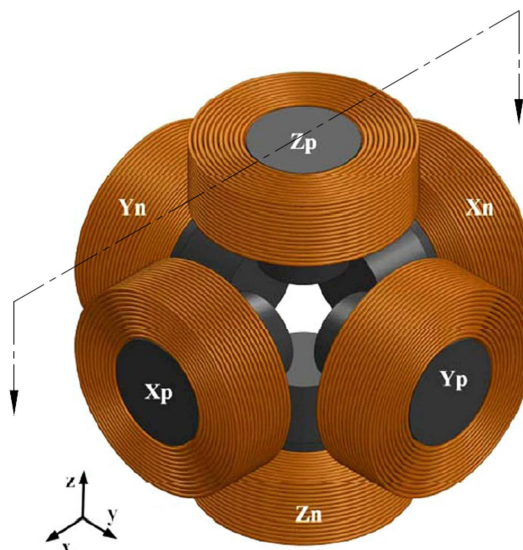
(54) 발명의 명칭 자성체 나노입자의 전달을 위한 3차원 전자기 구동장치

(57) 요약

본 발명은 자성체 나노입자의 전달을 위하여, x, y, z축 상에서 상호 마주하여 배치되는 세 쌍의 코일(Xp, Xn; Yp, Yn; Zp, Zn) 및 상기 코일에 전류를 공급하는 전류 공급부를 포함하며 DCC(differential current coils) 방식을 적용한 3차원 전자기 구동장치를 제안한다.

또한, 본 발명은 DCC 방식 적용으로 입자의 자성화 및 전자기장 기울기를 동시에 만족시킬 수 있도록 하며, 코일 및 전류공급부의 숫자를 줄여 전체 3차원 구동부 크기를 최소화할 수 있도록 하며, 각 코일의 중심에 코어를 삽입하여 전자기장을 집중화시켜 높은 전자기장 기울기 및 높은 입자구동력을 발생시킬 수 있는 구동장치를 제안한다.

대표도 - 도4



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 NRF (2012-0009524)

부처명 미래부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 미래유망 융합기술 파이오니어사업

연구과제명 (4세부) 뇌부위 표적 약물전달을 위한 자성체 나노입자 원격제어 시스템 개발

기 여 율 1/1

주관기관 경상대학교

연구기간 2013.03.01 ~ 2014.02.28

특허청구의 범위

청구항 1

x, y, z축 상에서 상호 마주하여 배치되는 세 쌍의 코일($X_p, X_n; Y_p, Y_n; Z_p, Z_n$); 및 마주하는 각 쌍의 코일마다 상이한 크기의 전류를 공급하는 전류 공급부를 포함하고,

상기 전류 공급부의 전류 공급에 의하여 상기 세 쌍의 코일($X_p, X_n; Y_p, Y_n; Z_p, Z_n$)에 의한 자기장이 형성되며, 상기 형성된 자기장에 의하여 자성체 나노입자가 전달되는 것을 특징으로 하는

3차원 전자기 구동장치.

청구항 2

삭제

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 3차원 전자기 구동장치는 상기 전류 공급부에서 공급되는 전류를 제어하는 제어부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는,

3차원 전자기 구동장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 제어부가 상기 세 쌍의 코일 중 마주하는 두 코일의 전류 차이를 제어하는 DCC(differential current coils) 방식으로 전류를 제어함으로써, 상기 3차원 전자기 구동장치의 자기장이 제어되는 것을 특징으로 하는,

3차원 전자기 구동장치.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 x, y, z축 중 어느 하나 이상의 축 상의 한 쌍의 코일 사이의 전류차를 이용함으로써 전자기장 경사 (gradient magnetic field)가 발생하는 것을 특징으로 하는,

3차원 전자기 구동장치.

청구항 6

제 1 항 및 제 3 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 코일($X_p, X_n; Y_p, Y_n; Z_p, Z_n$)의 너비(w)는 100이고, 상기 코일($X_p, X_n; Y_p, Y_n; Z_p, Z_n$)의 높이(h)는 60, 그리고 상기 코일($X_p, X_n; Y_p, Y_n; Z_p, Z_n$)의 와이어 지름(Dc)은 0.8의 비율을 가지는 것을 특징으로 하는,

3차원 전자기 구동장치.

청구항 7

제 1 항 및 제 3 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 코일($X_p, X_n; Y_p, Y_n; Z_p, Z_n$)의 너비(w)는 100이고, 상기 코일($X_p, X_n; Y_p, Y_n; Z_p, Z_n$)의 높이(h)는 60, 그리고 상기 코일($X_p, X_n; Y_p, Y_n; Z_p, Z_n$)의 와이어 지름(D_c)은 0.8의 비율을 가지는 것을 특징으로 하는,

3차원 전자기 구동장치.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 코어의 형태는 실린더 타입인 것을 특징으로 하는,

3차원 전자기 구동장치.

명세서

기술분야

[0001]

본 발명은 자성체 나노입자의 전달을 위한 3차원 전자기 구동장치에 관한 것으로, 보다 상세하게는 나노입자의 정확한 전달이 가능하도록 x, y, z 축 상에서 상호 마주하여 배치되는 세 쌍의 코일($X_p, X_n; Y_p, Y_n; Z_p, Z_n$) 및 상기 코일에 전류를 공급하는 전류 공급부를 포함하며 DCC(differential current coils) 방식을 적용한 3차원 전자기 구동장치에 관한 것으로, DCC 방식을 통한 코일에 코어를 삽입하여 전자기장의 집중화를 통해 자성체 나노입자도 구동이 가능한 구동장치를 제시하였다.

배경기술

[0002]

표적약물전달(TDD; Targeted Drug Delivery)은 다른 부위에 비해 신체 질병부위에 약물의 농도를 증가시키는 방법으로 환자에게 약을 수송하는 방법이다. 자성입자는 기존의 약물 전달 방법에 비해 생체적합성, 통제된 자기 반응성, 표면의 안정화, 장시간의 순환수명과 표면인식을 포함하는 몇 가지 장점을 제안한다.

[0003]

따라서 최근 30년간 암 및 다른 많은 질병을 치료하는 생물 의학 용도를 위하여 여러 자성입자 기반의 연구가 검토 및 개발되어 왔다.

[0004]

자성 입자기반의 약물전달 연구는 몇몇의 주요섹션으로 나누어져 있다.

[0005]

첫 번째 섹션은 약물전달을 목적으로 하는 자성입자의 합성과 특성 평가에 관련된 것이고, 일부 그룹은 그러한 목적을 위한 그 입자를 개발 했다.

[0006]

두 번째 섹션은 맥관구조의 원하는 질병 부위의 주입점에서의 자성입자를 제어하는 전달 시스템의 설계에 관한 것이다. 이 목표를 달성하기 위한 일부 시스템은 문헌에 제시 되는데, 자성입자는 영구 자석 또는 초전도 자석에 의해 생성되는 정전 자기장에 의해 포착되었다. 그러나 정전 자기장의 적용이 체내 깊은 곳에서 자성입자의 표적효과 있는지는 알 수 없었다.

[0007]

이러한 요구를 충족하기 위해, 미립자 구동기로서 널리 쓰이는 전자석을 사용하여 MRI 내부의 자성입자의 추진에 필요한 힘을 생성 할 수 있는 시스템을 제안되었다.

[0008]

최근 MRI 개념을 기반으로 자성 입자 가동을 위해 디자인된 대부분의 구동 시스템의 각 작동방향에 두 쌍의 코일이 사용된다. 이러한 시스템에서 한 세트의 헬름홀츠 코일은 입자를 원하는 방향으로 자화하기 위한 균일하고 일정한 자기장을 생성하는데 사용되고, 다른 한 세트의 맥스웰 코일은 자성입자의 추진에 필요한 자기 영동 힘을 생산하기 위한 경사 자장을 생성하는 데 사용된다.

[0009]

또한, 일부 종래 기술은 자기영동의 힘이 단지 2차원에서만 생성되고 세 번째 방향으로 기계적 힘이 추가되는 시스템을 개시한다. 유용하지만 시스템이 더욱 복잡하다.

- [0010] 한편, 최근 연구들은 간 같은 일부 신체 장기에 자성입자를 전달하는 것, 입자를 뇌세포에 전달할 때 직면한 혈액 뇌 장벽(BBB; blood brain barriers)에서 기인하는 문제들에 관한 성공사례를 보여준다.
- [0011] 이러한 뇌 보호 시스템은 미지의 입자가 뇌세포에 도달하지 못하게 하고, 따라서 치료제를 뇌의 특정영역에 전달하는 것이 큰 과제가 된다. 국부적인 온열요법은 BBB를 비활성화하고 미립자를 뇌에 갈 수 있도록 하여 BBB를 극복하는 최근의 한 방법이다. 효과적이지만, 뇌 보호 시스템을 비활성화하기 위해 뇌에 치명적인 입자의 유입 가능성이 상대적으로 높아 이 방법의 적용 가능성은 의심스럽다.
- [0012] 나노 입자를 사용하는 것은 뇌세포에 약물을 전달하기 위한 다른 접근방식으로 제안된다. 이 연구는 약물이 이러한 나노입자로 캡슐화되어 있는 경우에 나노입자가 뇌조직을 통과 할 수 있고 약물이 뇌에 전달될 수 있음을 보여준다.
- [0013] 따라서, 이들 입자에 관한 연구는 증가하였고, 나노입자가 도입되었다. 자기 나노입자(MNP)는 자기력을 이용하여 약물을 전달하기 위하여 도입된 이들 입자들 중 하나이다.
- [0014] 그러나 이러한 입자의 나노크기로 인해 생성되는 자기력은 MNP가 혈관내의 혈류의 항력을 극복하는데 충분하지 않고, 따라서 자기 나노입자를 뇌에 보내기 위해서는 일반적인 구동기로는 불가능하였다.
- [0015] 한편, 전자기 구동장치를 이용한 폐 루프 제어는 혈관계 내에서 자성 입자를 유도하기 위한 최근 대부분의 연구에서 사용되고 있다. 이 방법은, 먼저, MRI 시스템을 이용한 촬상 장치가 혈관 정보를 추출하고, 그 다음 수집된 정보와 경로 계획 알고리즘을 이용하여, 혈관 내의 원하는 주입점으로부터 입자의 움직임을 위한 특정 경로가 계획된다.
- [0016] 실시간 이미징 시스템과 전자석 코일의 실시간 흐름 제어 수단에 의해 혈관내에 자성 입자가 주입된 후에, 최소한의 경로 에러로 계획된 경로를 따라 입자가 움직이도록 입자의 궤도는 지속적으로 제어된다.
- [0017] 고품질의 이미징 시스템, 혈관 내의 입자의 정확한 위치를 찾기 위한 정확하고 빠른 이미지 공정 시스템, 실시간의 자기장 변환 가능한 높은 성능의 전자기 구동 시스템, 및 정확하고 빠른 공정 제어 시스템과 혈류와 항력에 대항하는 입자의 신속하고 빠른 움직임을 위한 강한 자기장이 중요한 요건이다.
- [0018] 그러나, 나노입자에서 이러한 방법은 불가능에 가깝다. 직경이 $20\mu\text{m}$ 미만인 나노입자의 제어가 극히 어렵기에 뇌 내의 약물전달에 사용되기 어렵다.
- [0019] 대부분의 미립자 폐 루프 제어 시스템에서, 전자석은 추진 시스템으로서 사용된다. 그러나, 본 발명에서 혈류는 입자를 위한 추진력 공급원이고 전자석은 조향을 위한 도구로서 이용된다. 이 방법에서는 전자석은 단지 혈관내 입자의 반경 위치를 바꾸는 한편 혈류와 함께 움직이는 입자들이 다음 분기점에서 원하는 출구로 향하도록 한다. 만약 입자들이 다음 분기점에 도착하기 전에 오른쪽 영역으로 가고자 한다면, 입자들은 오른쪽 줄기로 갈 것이다. 도 1은 이 방법의 간단한 모델이다.
- [0020] 나노입자의 매우 가벼운 중량 때문에, 전자기 구동 시스템은 안쪽 혈관의 내경의 최대인 한 혈류의 직각 방향으로 움직이게 해야 할 것이다. 혈류 방향에 수직으로 이행되는 입자에 작용하는 항력은 상대적으로 낮아진다. 그 결과, 조향의 항력을 극복하는데 필요한 자력은 추진을 위해 필요한 힘보다 매우 낮다.
- [0021] 이에 따라, 뇌의 특수 영역의 나노입자 전달을 개선은 본 발명의 최종 목표라 할 수 있다.
- [0022] 한편, 종래 기술에서의 입자 구동을 위한 전자기 구동장치는, MRI 개념에 기초한 헬름홀츠 코일과 맥스웰 코일의 조합이다. 도 3은 일 방향으로(여기에서, X축) 입자를 이동시키는 전자기 구동장치의 코일의 표본을 도시한다.
- [0023] 도 3에 도시된 종래 기술에서, 헬름홀츠 코일과 맥스웰 코일에 의해 발생하는 자속 밀도는 도 5에 도시된다. 도 5에 도시된 바와 같이, 맥스웰 코일이 완전한 경사의 자계를 발생시키는 반면 헬름홀츠 코일은 균일한 자계를 발생시킨다.
- [0024] 입자의 자기화는 자기장 세기에 의존하므로, 입자를 포화시키기 위해서, 중첩된 계의 최소 크기가 관심 영역 전

체에 걸쳐서 커야 한다.

[0025] 따라서, 전술한 이론에서 검토한 바와 같이, 도 3에 도시된 헬름홀츠 코일과 맥스웰 코일의 조합을 사용할 경우 나노입자를 전달할 수 없다.

[0026] 이하, 관련된 문헌을 검토한다.

[0027] 한국공개특허 제10-2010-0104504호는 헬름홀츠 코일과 맥스웰 코일 총 4쌍을 이용한 전자기 구동장치에 관한 것이다.

[0028] 본 종래기술은 전술한 바와 같이 헬름홀츠 코일과 맥스웰 코일을 사용하기에 필요한 전력이 많고 이에 따라 큰 부피의 장치가 소요된다는 점, 따라서 동일한 전력을 사용할 경우 나노입자의 전달력이 낮다는 점, 2차원 구성에 의하여 정확한 나노입자 전달이 어렵기에 실질적으로 마이크로입자 정도의 구동만 가능하며 나노입자의 구동이 불가능하다는 점에서 단점을 갖는다. 더욱이 본 종래기술은 영구자석(permanent magnet) 물체만 구동이 가능하여 자성체 나노입자와 같은 비영구적 시스템에 적용하기는 어렵다.

[0029] (특허문헌 1) KR10-2010-0104504 A

발명의 내용

해결하려는 과제

[0030] 이에, 본 발명은 전술한 바와 같은 종래 기술이 갖는 문제점을 해결하고자 한다.

[0031] 즉, 기존의 헬름홀츠 코일과 맥스웰 코일의 사용 방식의 경우 자기력이 낮아 전달력이 낮으며 이에 따라 구동기가 과도하게 필요하여 구동장치 자체의 크기가 많아지고 나노입자의 전달이 어렵다는 문제점을 해결하고자 한다.

[0032] 동시에, 정확한 전달이 불가능하다는 문제점을 해결하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0033] 상기와 같은 과제를 해결하기 위하여, 본 발명은 x, y, z축 상에서 상호 마주하여 배치되는 세 쌍의 코일(X_p , X_n ; Y_p , Y_n ; Z_p , Z_n); 및 마주하는 각 쌍의 코일마다 상이한 크기의 전류를 공급하는 전류 공급부를 포함하는, 3차원 전자기 구동장치를 제공한다.

[0034] 또한, 상기 전류 공급부의 전류 공급에 의하여 상기 세 쌍의 코일(X_p , X_n ; Y_p , Y_n ; Z_p , Z_n)에 의한 자기장이 형성되며, 상기 형성된 자기장에 의하여 자성체 나노입자가 전달되는 것이 바람직하다.

[0035] 또한, 상기 3차원 전자기 구동장치는 상기 전류 공급부에서 공급되는 전류를 제어하는 제어부를 더 포함하는 것이 바람직하다.

[0036] 또한, 상기 제어부가 상기 세 쌍의 코일 중 마주하는 두 코일의 전류 차이를 제어하는 DCC 방식으로 전류를 제어함으로써, 상기 3차원 전자기 구동장치의 자기장이 제어되는 것이 바람직하다.

[0037] 또한, 상기 x, y, z축 중 어느 하나 이상의 축 상의 한 쌍의 코일 사이의 전류차를 이용함으로써 전자기장 경사(gradient magnetic field)가 발생하는 것이 바람직하다.

[0038] 또한, 상기 코일(X_p , X_n ; Y_p , Y_n ; Z_p , Z_n)의 너비(w)는 100이고, 상기 코일(X_p , X_n ; Y_p , Y_n ; Z_p , Z_n)의 높이(h)는 60, 그리고 상기 코일(X_p , X_n ; Y_p , Y_n ; Z_p , Z_n)의 와이어 지름(Dc)은 0.8의 비율을 가지는 것이 바람직하다.

[0039] 또한, 상기 세 쌍의 코일(X_p , X_n ; Y_p , Y_n ; Z_p , Z_n)의 내측에 각각 코어가 위치하는 것이 바람직하다.

[0040] 또한, 상기 코어의 형태는 실린더 타입인 것이 바람직하다.

발명의 효과

- [0041] 본 발명에 의하여 적은 전력으로도 일축 상에서 양쪽 코일의 전류차를 이용함으로써 전자기장 경사(gradient magnetic field)를 발생시키면서도 균일 자기장(uniform magnetic field)을 발생시켜서 나노입자의 정확한 전달이 가능하다.
- [0042] 이에 따라, 기존에 한 축당 평균적으로 4개가 필요한 구동기를 2개로 감소시킬 수 있어서 컴팩트한 구조를 구현할 수 있으며, 구동기의 개수가 낮아짐에도 전달력과 정확도가 우수하여 나노입자의 구동 및 제어가 가능하다.
- [0043] 또한, 코일과 코어 구조를 합쳐 원하는 작업공간에 집중된 전자기력을 발생시키는 것이 가능하다.
- [0044] 나노입자의 구동 및 제어가 가능함으로써, 사람의 뇌(brain)로의 약물 전달, 원하는 부위에 대한 약물 집중이 가능하여, 특히 TDD에 사용될 경우 현저하게 우수한 효과를 거둘 수 있다.
- [0045] 보다 상세한 효과는, 이하에서 후술하게 되는 다수의 실험 및 그 결과를 통하여 당업자에게 명백할 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0046] 도 1은 종래 기술에 따른 스티어링 방법을 설명하기 위한 개념도이다.
- 도 2는 종래 기술에 따른
- 도 3은 종래 기술에 따른 헬름홀츠 코일과 맥스웰 코일을 포함한 구동장치를 설명하기 위한 개념도이다.
- 도 4는 본 발명에 따른 3차원 전자기 구동장치의 코일을 도시하는 사시도이다.
- 도 5는 본 발명에 따른 3차원 전자기 구동장치와 종래 기술에 따른 헬름홀츠 코일과 맥스웰 코일 조합 구동장치에 의한 자속밀도를 비교하는 그래프이다.
- 도 6 내지 도 11은 본 발명에 따른 3차원 전자기 구동장치의 최적의 코일 크기를 결정하기 위한 실험 결과를 설명하기 위한 도면이다. 여기에서, 도 6a는 도 4의 화살표에 따른 단면도이다.
- 도 12 내지 도 16는 본 발명에 따른 3차원 전자기 구동장치의 최적의 코어 크기를 결정하기 위한 실험 결과를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 17 내지 도 18은 본 발명에 따른 3차원 전자기 구동장치를 사용하여 나노입자의 전달 정도를 확인하기 위한 입자 전달 시뮬레이션 결과를 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0047] **3차원 전자기 구동장치 및 코일 구조의 설명**
- [0048] 도 4를 참조하여 본 발명에 따른 3차원 전자기 구동장치를 설명한다.
- [0049] 본 발명에 따른 3차원 전자기 구동장치는, 도 4에 도시된 바와 같이 x, y, z축 상에서 상호 마주하여 배치되는 세 쌍의 코일($X_p, X_n; Y_p, Y_n; Z_p, Z_n$), 전류 공급부(미도시) 및 제어부(미도시)를 포함한다. 코일은 원형이 바람직하다.
- [0050] 전류 공급부는 세 쌍의 코일($X_p, X_n; Y_p, Y_n; Z_p, Z_n$) 각각에 전류를 공급한다. 제어부는 전류 공급부에서 코일에 공급되는 전류를 수동 또는 자동으로 원하는 크기가 되도록 제어할 수 있다.
- [0051] 본 발명에 따른 3차원 전자기 구동장치의 코일은 총 6개가 사용된다.
- [0052] 각각의 코일을 "jk"로 지칭하는데, j는 코일에 위치하는 축을 지칭하고($j=X, Y, Z$) k는 축의 양의 방향(positive side)인지 음의 방향(negative side)인지를 지칭한다. 이에 따라, 도 4에 도시된 바와 같이 6개의 코일은 각각 $X_p, X_n; Y_p, Y_n; Z_p, Z_n$ 으로 지칭된다.
- [0053] 본 발명은 DCC(differential current coils) 방식을 이용한다.
- [0054] 이하에서 사용되는 "DCC 방식"의 용어는 "2개의 평행한 코일에 상이한 전류를 공급하여 발생하는 전자기장 경사

를 이용하는 방식"으로 정의한다. 여기서, 코어의 형태는 높은 전자기장 경사 발생 및 원하는 작업영역을 담당 하도록 실린더 타입으로 구성되는 것이 바람직하다.

[0055] DCC 방식의 원리는 자기 입자가 항상 더 높은 자기 세기를 갖는 지점을 향하여 이동한다는 사실에 기초한다. 즉, 어느 하나의 코일에서 전류 밀도를 증가시키고 다른 하나의 코일에서 전류 밀도를 감소시킬 경우, 더 높은 전류 밀도를 갖는 코일을 향하여 입자를 유인하는 경사가 발생하는데, 이를 이용하는 것이다. 더욱이, 코일 양 측이 동일한 방향으로의 전류를 가지므로, 자기장 세기는 자기화를 위해 요구되는 값보다 더 크게 유지될 수 있다.

[0056] 본 발명에 따른 DCC 방식(DCCS)을 전술하였던 종래 기술인 헬름홀츠 코일과 맥스웰 코일 방식(도 3 참조)과 비교한 결과가 도 5에 도시된다.

[0057] 한편, 코일의 크기에 따라 자기장이 상이한데, 이에 대한 최적의 값은 아래에서 설명한다.

[0058] 또한, 각각의 코일($X_p, X_n; Y_p, Y_n; Z_p, Z_n$) 내측에는 코어가 위치한다. 각각의 코일의 자기장은 코일의 중심에 배치되는 코어에 의하여 증폭된다.

[0059] 코어의 크기에 따라 자기장이 상이한데, 이에 대한 최적의 값은 아래에서 설명한다.

[0060] 최적의 코일 크기 결정 방법

[0061] 도 6 내지 11을 참조하여, 최적의 코일 크기를 결정하기 위한 실험 결과를 설명한다.

[0062] 자기장에서 코일들의 다른 변수들(parameters)의 영향을 조사하기 위해 실험을 실행하였다. COMSOL 다중 물리(multiphysics) 소프트웨어 패키지가 모델링을 위하여 이용되었다. 효과적인 데이터 분석 및 실험을 위해 하나의 코일만이 모델링되어 최적화되었다.

[0063] 도 6a은 도 1에 도시된 화살표 방향에서 바라본 단면도이다. 도 6a에서는 단지 X축 상에 위치하는 코일(X_p, X_n)과 Z축 상에 위치하는 코일(Z_p, Z_n) 사이의 관계만을 도시하나, X축 상에 위치하는 코일과 Y축 상에 위치하는 코일과의 관계 및 Y축 상에 위치하는 코일과 Z축 상에 위치하는 코일과의 관계 역시 이와 동일함은 자명할 것이다.

[0064] 도 6a에서 코일의 폭(=너비)이 'w', 코일의 높이가 'h', 그리고 코일의 와이어 지름이 'Dc'로 지칭된다. 이들은 독립 변수들이며, 아래의 수식과 같이 다수의 수로부터 선택되었다.

[0065] 코일의 내경(d_i)은 고정된 값이다.

[0066] 코일의 외경(d_o)과 중심에서부터 코일까지의 거리(Cd)는 종속 변수이다.

[0067] 이를 정리하면 아래의 수식과 같다.

수학식 1

$$d_o = d_i + 2w$$

$$cd = w + \frac{d_i}{2}$$

$$d_i = 60 \text{ mm}$$

$$h = \{40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140\} \text{ mm}$$

$$w = \{40, 45, 50, 55, 60, 65, 70, 75, 80\} \text{ mm}$$

$$D_c = \{0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1\} \text{ mm}$$

[0068]

[0069] 코일의 와이어 턴(T_c)은 아래의 수학적식을 사용하여 계산되었다.

수학적식 2

$$T_c = \left[\frac{w}{D_c} \right] \times \left[\frac{h}{D_c} \right]$$

[0070]

[0071] 위의 값들을 조합하여 각각의 실험을 수행하였다.

[0072] 이에 따라, 2D 선대칭(axisymmetric) 모델이 생성되고, 전술한 수학적식들이 이에 연계되었다. 코일에 의해 생성되는 자기장은 정적 상태에서 COMSOL의 AC/DC모델을 이용하여 계산되었다. 주변 환경은 공기로 가정하였다.

[0073] 코일의 최대 자기장이 바람직하기 때문에, 코일에서 전류는 코일 와이어의 가능한 최대 전류와 동일한 것으로 가정하였다.

[0074] 여기에서, 소정의 와이어에서의 최대 전류는 와이어의 특성에 의해 제한되는데, 이는 와이어 전류용량(ampacity)로 지칭된다. 전도체의 전류 용량은 그 절연 온도 등급, 전도체 재료의 전기적 저항, 전류의 주파수, 교류 전류의 경우 주위 환경 및 주변 온도 그리고 전도체의 기하학에 의존하는 열을 소멸시키는 능력 등에 의존한다. 이번 실험에 사용된 몇몇 선택된 표준 구리 와이어들의 전류용량과 저항은 도 6b에 도시된다.

[0075] 전달되는 입자들과 관련하여, 관심 영역(ROI)으로써 30mm 직경의 구체(sphere)를 가정하였다. 자기장 강도의 변수들과 자기장 경사 모두 자기영동의 힘 상에서 효과적이기 때문에, 관심 영역의 모든 포인트들에 대한 이러한 두 가지 변수들의 구성요소가 사용되었다.

[0076] 도 7 및 도 8에서 실험 결과를 도시하였다. 선택된 1mm의 와이어 직경에 대한 구조적 변수들 대비 자기장 강도와 자기장 경사의 변동성을 도시하였다. 구체적으로, 도 7에서 $D_c=1\text{mm}$ 에서 관심 영역(ROI)에서 최소 자기장 강도 대비 코일 높이 및 폭(=너비)을 도시하였으며, 도 8은 $D_c=1\text{mm}$ 에서 관심 영역(ROI)에서 최소 자기장 경사 대비 코일 높이 및 폭(=너비)을 도시하였다.

[0077] 여기에서, 코일의 높이와 폭(=너비)을 증가시킴으로써 자기장 강도와 자기장 경사는 증가되지만 다른 경향을 가지고 있음을 확인하였다. 도 8에서 도시하고 있는 것처럼, 자기영동 힘은 두 가지 변수 모두에 종속적이다.

[0078] 보다 나은 비교를 위해 힘 계수(force factor)를 다음과 같이 정의하였다. 즉, 자기장의 제한된 범위에서의 자화력(magnetization)은 직접적으로 자기장 강도에 관련되기에, 자기영동의 힘은 힘 계수에 직접 종속되어, 다른 구조들을 비교하는데 좋은 요소이다.

수학적식 3

$$\text{Force factor} = H \cdot \nabla H$$

[0079]

[0080] 도 9에서 1mm의 와이어 직경에 대한 코일 변수들과 관련하여 관심 영역 안의 모든 포인트들에 대한 최소 힘 계수의 변화를 도시하였다. 여기에서 코일의 크기가 증가됨으로써 자기영동의 힘은 증가되지만, 증가되는 비율은 코일들을 크게 함에 따라 감소됨을 확인하였다.

[0081] 관심 영역 안에서 모든 포인트들에 대한 최소 힘 계수가 변화 대비 선택된 코일 규모의 와이어 지름의 일례가 도 10에 도시되는데, 일정한 코일 크기에 대해서 최적의 와이어 지름은 0.5에서 0.8mm임을 확인하였다.

[0082] 코일의 크기를 증가시킴에 따라 힘 계수는 증가될지라도, 코일에 공급하기 위해 필요한 전력 또한 증가하였다.

[0083] 도 11a는, 실험된 모든 코일들에 대한 전력 소비와 힘 계수 사이의 관계를 도시한다. 즉, 자기장이 전력 공급에 의해 제한된다 하더라도 거의 동일한 전력 소비에서도 코일들에 대한 최적의 크기 선택이 가능함을 도시한다.

[0084] 이상의 도 6 내지 도 11의 실험을 종합한 결과, 전달력이 우수하면서도 전력을 증가시키지 않는 최적의 코일 크기 조합을 확인하였다. 이는 도 11b에 도시된다. 9.4에서 9.8 kw의 범위의 전력 소비의 경우를 도시한다.

[0085] 특히, 최대 출력까지 보장할 경우, 도 11b의 최하단과 같이 코일의 너비(w)는 100mm이고, 코일의 높이(h)는 60mm, 코일의 와이어 지름(Dc)은 0.8mm인 경우가 가장 바람직함을 확인하였다.

[0086] 최적의 코어 크기 결정 방법

[0087] 도 12 내지 16을 참조하여, 최적의 코어 크기를 결정하기 위한 실험 결과를 설명한다.

[0088] 최적의 코일 구조에 의해 생성되는 자기장 밀도와 자기장 경사는 마이크로 입자에는 충분하나 나노입자를 위해서는 효율적이지 않았다. 따라서, 나노입자에 필요한 수준으로 자기장을 증폭하기 위하여, 연철(soft iron) 코어가 추가되었다.

[0089] 코어가 자기장을 비선형적으로 만들기 때문에, 선형 시스템을 사용하는 종래 기술에서는 사용되지 않았으나, 본 발명에서는 힘의 크기의 비 선형성이 덜 중요하였다. 따라서 코일 내부 코어를 사용하여 자기장을 증폭하는 것은 가능하였다.

[0090] 보통 코어는 선단(tip)으로 자기장을 포커싱하고 멀리 떨어진 지점에서 급속하게 줄어든다. 자기장 상에서 코어 모양의 다른 매개 변수의 영향을 조사하기 위하여 실험을 수행하였다.

[0091] 단순화를 위해, 코어를 갖는 두 개의 병렬 코일을 모델링하였다. 코어의 구조 매개 변수를 도 12에 도시하였다. 코어의 최대 반경(r)은 30mm로 고정되었고, 최소 반경(C_r), 선단의 길이(T_L), 및 두 개의 코어 사이의 거리(C_d)는 독립 변수이다. 이를 정리하면 아래의 수학과 같다.

수학식 4

$$\begin{aligned} r &= 30 \text{ mm} \\ T_L &= \{10, 20, 40, 60, 80\} \text{ mm} \\ C_d &= \{40, 50, 60, 70, 80\} \text{ mm} \\ C_r &= \{15, 20, 25, 30\} \text{ mm} \end{aligned}$$

[0092]

[0093] 종속 변수 값의 각 조합에 대해 코일 최적화와 유사하게 실험하였다. 즉, 코일에 의해 생성되고 코어에 의해 증폭된 자기장을 계산하였다.

[0094] 두 개의 병렬 코일 와이어의 전류는 각각 10 및 0A로 추정되었다. 주변 환경은 공기로 추정되었고 코어 소재는 연철로 모델링되었다.

[0095] 모든 구성을 비교하기 위해 중심에 있는 30mm 지름의 구형이 관심 영역(ROI)으로 추정되었다.

[0096] 도 13 및 도 14는 선단의 길이(T_L)가 80mm인 경우 코어 최소 반경과 두 개의 코어 사이의 거리에 대한 자기장 강도 및 자기장 구배의 변화를 도시한다.

[0097] 도 15는 코어 매개 변수와 관련된 관심 영역 내에 있는 모든 지점들을 위한 최소 힘 계수의 변화를 보여준다.

[0098] 이러한 수치를 사용하여, 가장 높은 힘 계수를 주는 최적의 포인트가 최소 반경(C_r)이 30mm이고 코어의 거리(C_d)가 60mm임이 확인되었다.

[0099] 최대 코어 반경과 동일한 최소 코어 반경을 선택함으로써 코어 모양은 원통형일 수 있으므로, 선단의 길이는 최적 설계를 위해 중요하지 않았다. 도 16은 그 결과를 도시한다.

[0100] **입자 전달 시뮬레이션 결과**

[0101] 도 17 내지 18을 참조하여, 입자 전달 시뮬레이션 결과를 설명한다.

[0102] 모든 코일은 전술한 실험에서와 같이 모델링하였다. 코어는 코일의 중심에서 모델링되었고 연철 재료가 할당된다. 주변 환경은 공기로 간주되었지만, 두 개의 서로 다른 채널은 다음에 소개될 혈관으로서 설정의 중심에서 모델링되었다.

[0103] 혈액의 흐름은 다른 채널에 따라 다른 정상 유입 속도를 가지고 흘러 들어오는 것으로 간주되었다. 유속 프로파일은 정상 상태에서 COMSOL의 CFD 모듈을 사용하여 계산하였다. 유체 모델링 매개 변수는 혈액의 행동과 유사한 방법으로 선택되었다.

[0104] 입자는 계산된 자기장과 COMSOL의 입자 추적 모듈을 사용하여 추적된 혈액 흐름에서의 견인력에 기인한 채널 입구와 그 이동 경로의 중앙 지점에서 방출되었다. 입자는 450 nm의 반경을 가진 구형 자철광 입자로 되어 있다. 실제 결과, 입자의 재료를 위한 BH 곡선과 코어 재료가 모델에 적용되었다. 변수는 도 17a에 도시된다.

[0105] 실제 실험에서 Y형 채널을 혈액 유체 혈관 모델로 가정하였다.

[0106] 도 18의 (a)는 시뮬레이션 구성을 보여준다. 채널 직경이 0.2mm의 일정한 값이고, 유입 채널의 길이는 2mm이며, 입구 유속은 5mm/s를 유지하는 것으로 추정하였다. 자기장 강도와 채널 내부의 유체 속도 프로파일은 도 18의 (b)와 (c)에 각각 도시된다.

[0107] 1차 실험에서, 하나의 입자는 입구의 중심점에서 방출되고 전자석을 사용하여 원하는 출구로 향한다. 다른 출구를 향한 2개의 입자의 경로가 도 18의 (d)와 (e)에 도시된다.

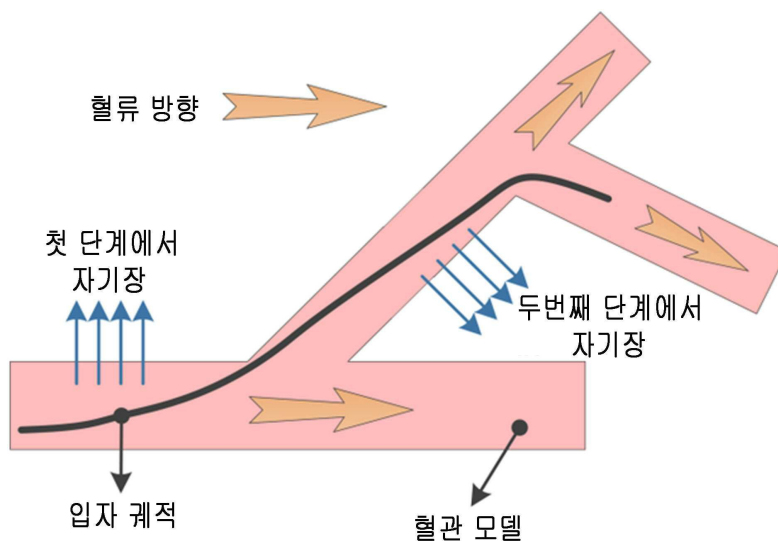
[0108] 2차 실험에서, 입구 표면에 균일하게 분포된 100개의 입자들이 채널에서 방출되었고, 그 경로는 2초 동안 촬영되었다. 입자 궤적 결과는 도 18의 (f)에 도시된다.

부호의 설명

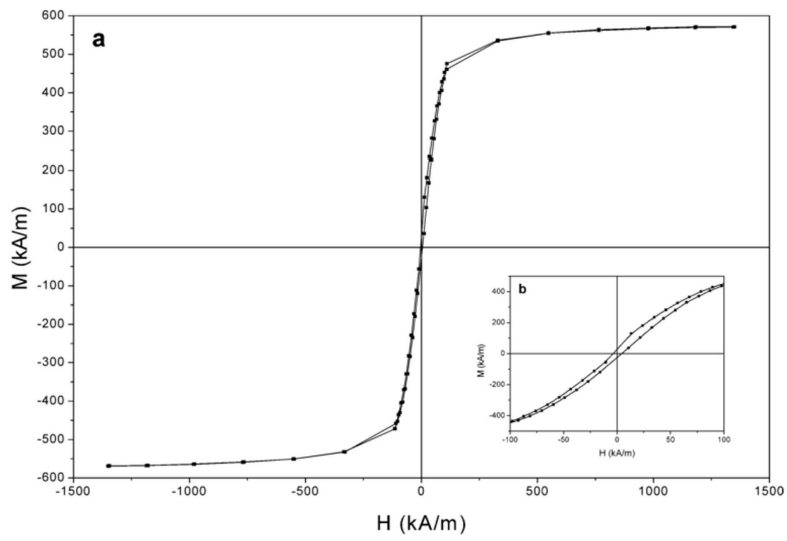
[0109] X_p , X_n ; Y_p , Y_n ; Z_p , Z_n : 코일

도면

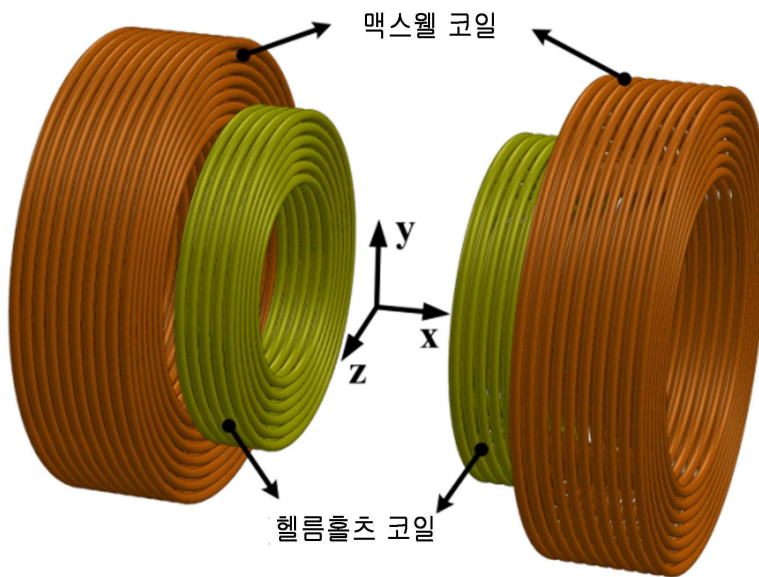
도면1



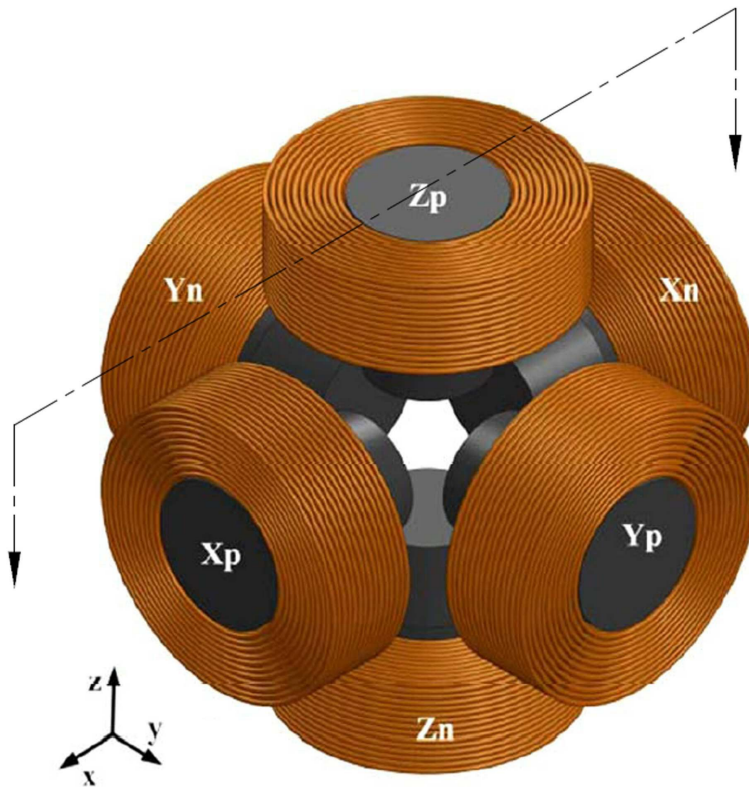
도면2



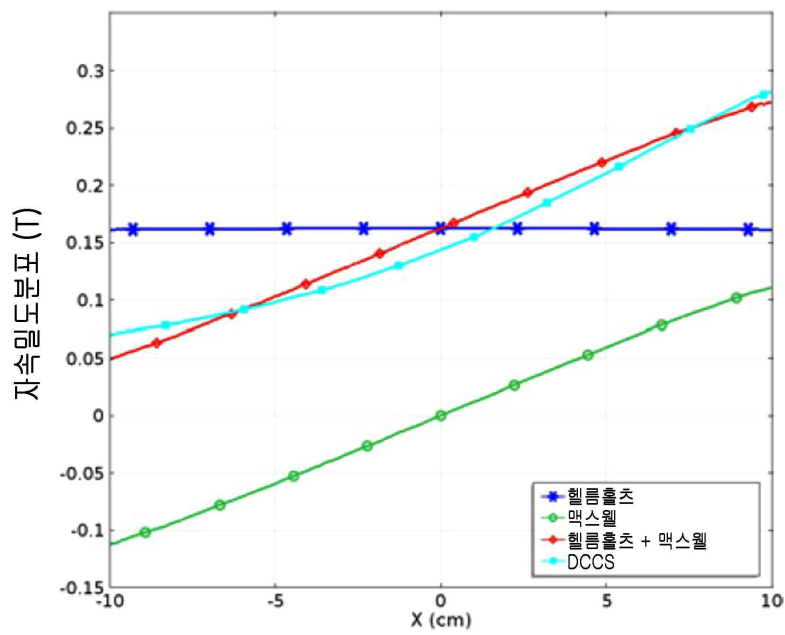
도면3



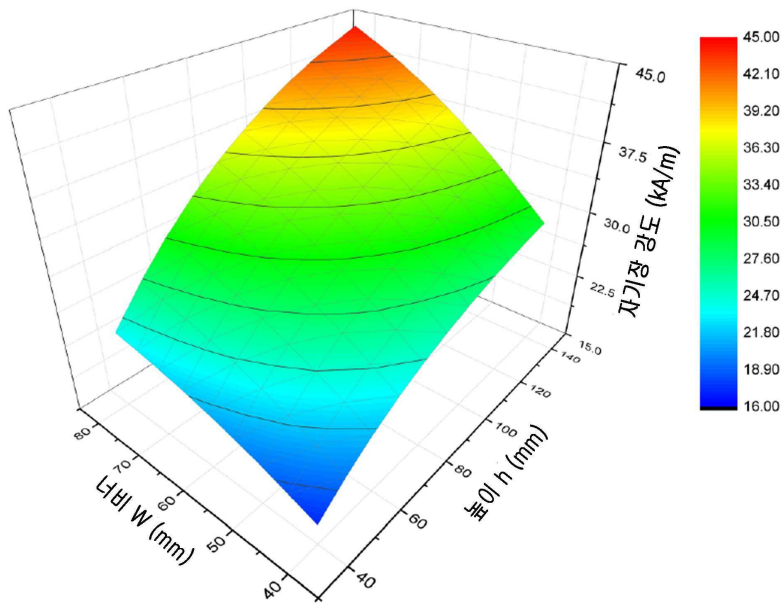
도면4



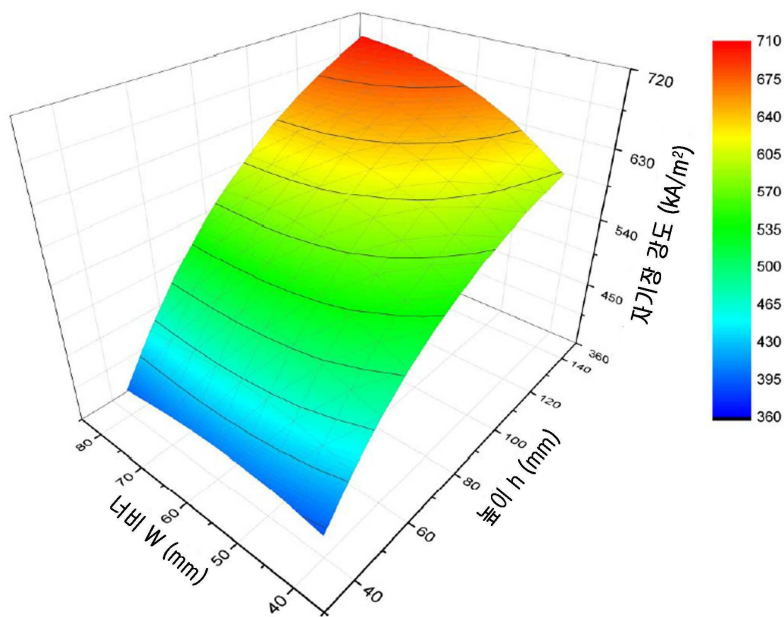
도면5



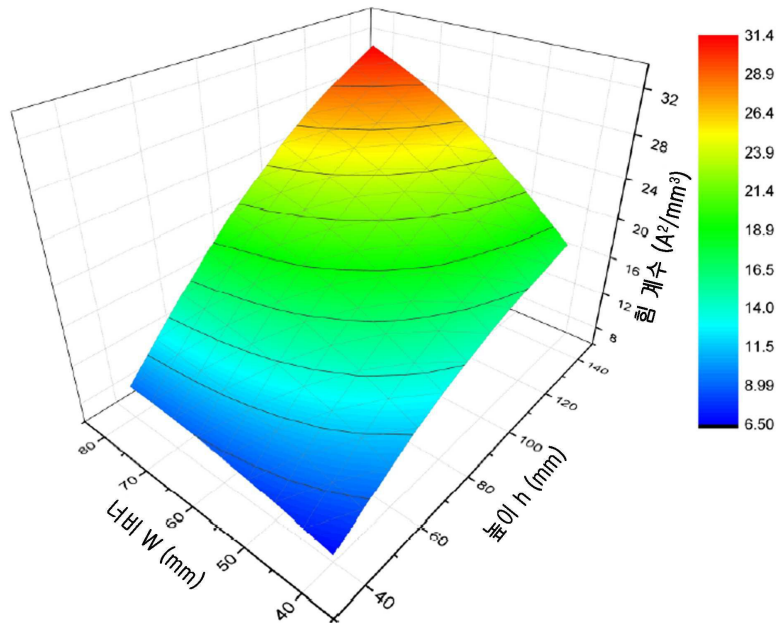
도면7



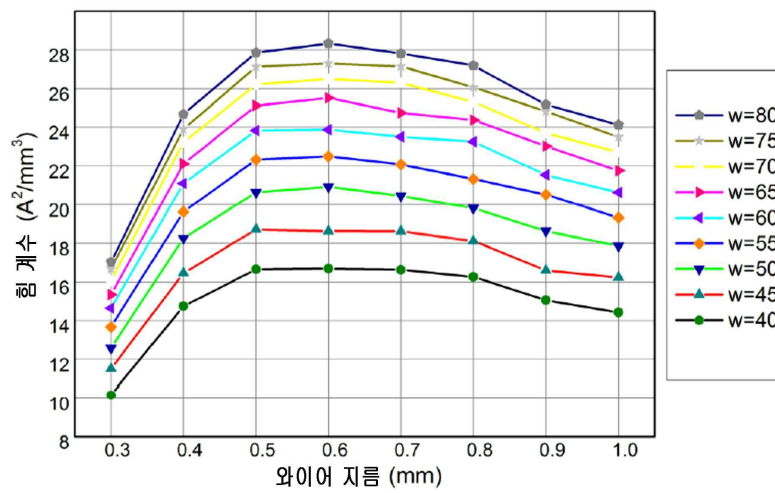
도면8



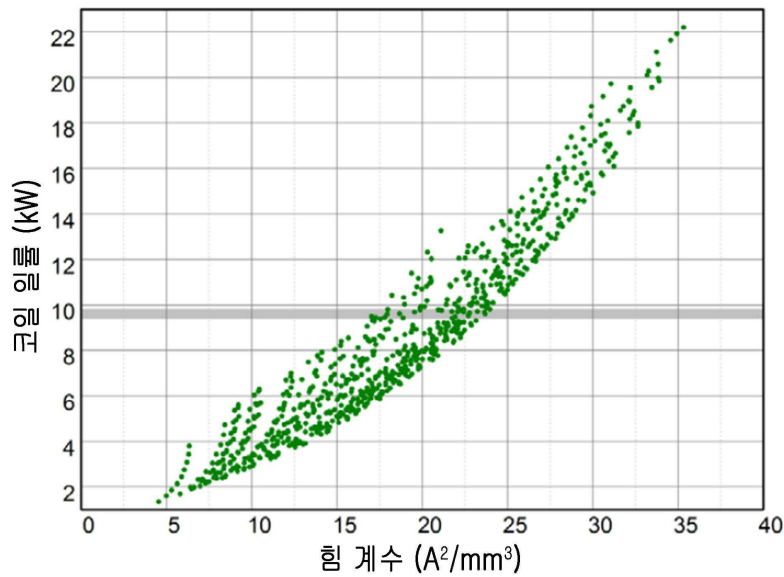
도면9



도면10



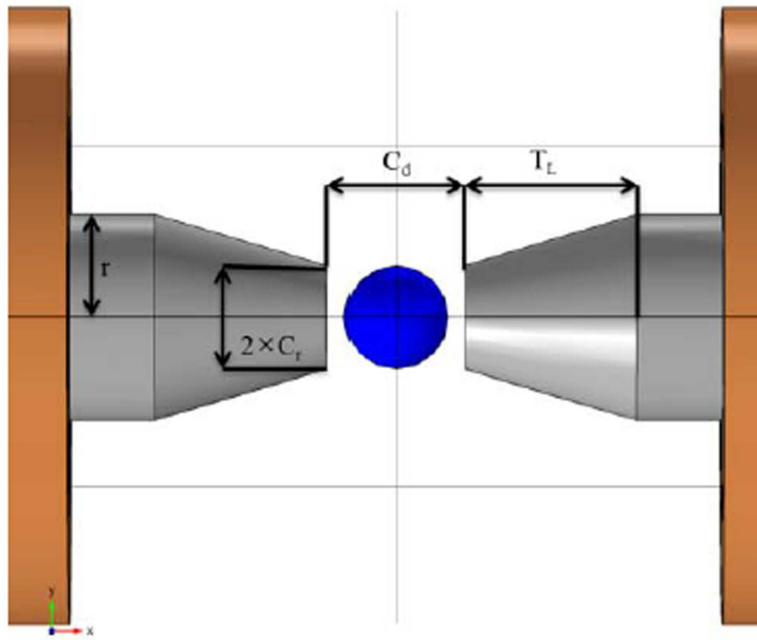
도면11a



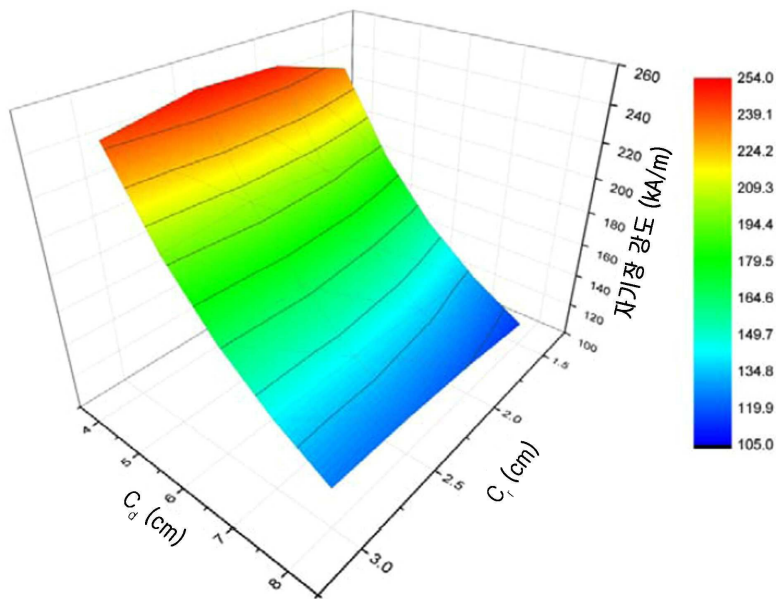
도면11b

높이 (mm)	너비 (mm)	와이어 지름 (mm)	자속 밀도 (kA/m)	자기 경사도 (kA/m²)	코일 일률 (kW)	힘 계수 (A²/mm³)
100	80	0.3	32.5	523.9	9.48	17.03
60	80	0.6	32.3	534.1	9.43	17.27
110	75	0.3	32.9	541.4	9.44	17.81
70	80	0.4	33.1	542.5	9.58	17.94
70	80	0.9	33.1	543.1	9.79	17.98
140	65	0.3	32.9	566.9	9.61	18.67
70	75	0.8	33.5	564.0	9.41	18.87
80	75	1	34.2	571.9	9.67	19.54
70	75	0.5	34.3	578.7	9.78	19.87
90	70	1	35.0	598.8	9.78	20.95
80	70	0.8	35.0	603.5	9.75	21.15
100	65	1	35.2	617.5	9.70	21.75
140	50	0.4	33.8	643.8	9.40	21.76
110	60	1	34.9	628.5	9.46	21.94
140	50	0.9	34.1	648.7	9.68	22.09
90	65	0.8	35.6	627.8	9.77	22.34
110	60	0.4	35.3	635.6	9.67	22.44
130	50	0.8	34.4	659.2	9.52	22.71
120	55	0.9	35.1	649.9	9.63	22.79
100	60	0.8	35.8	648.9	9.69	23.25

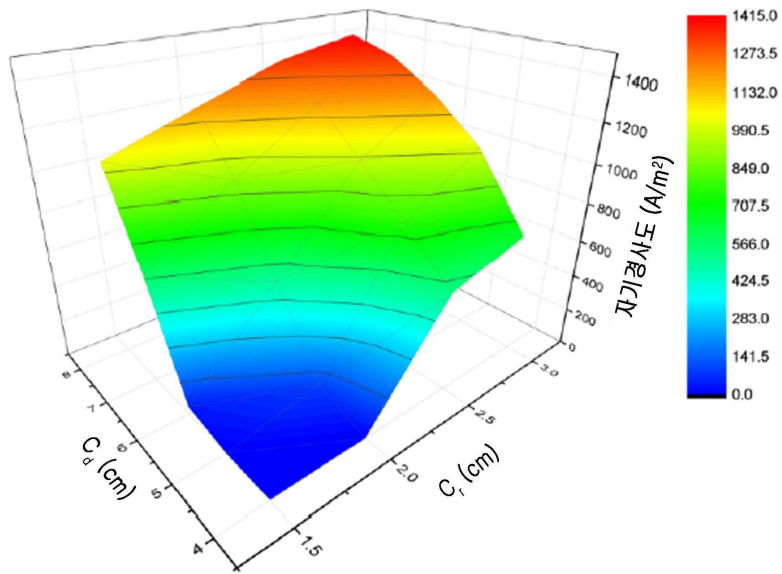
도면12



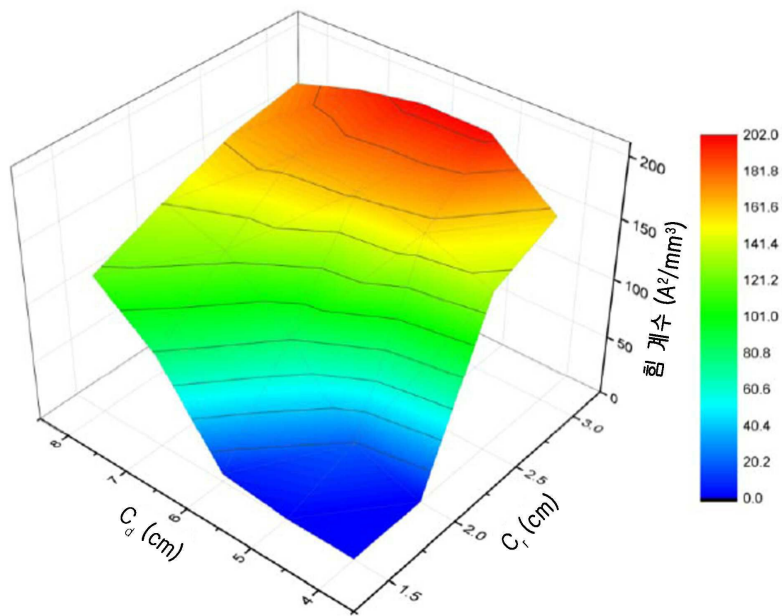
도면13



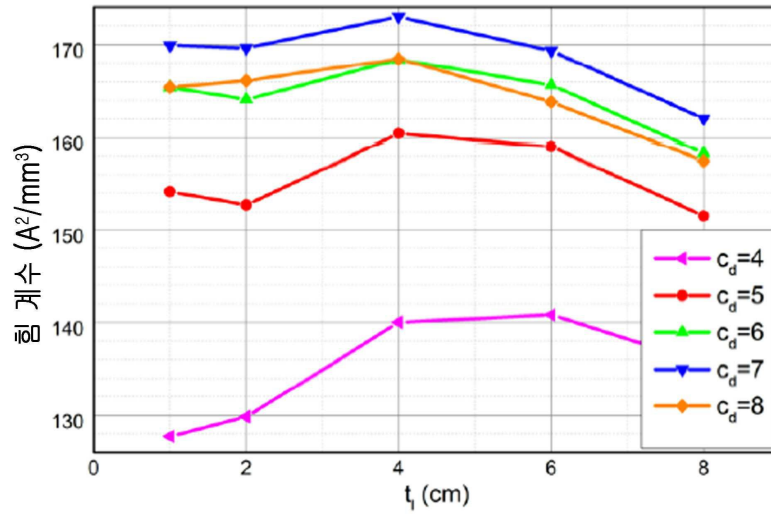
도면14



도면15



도면16a



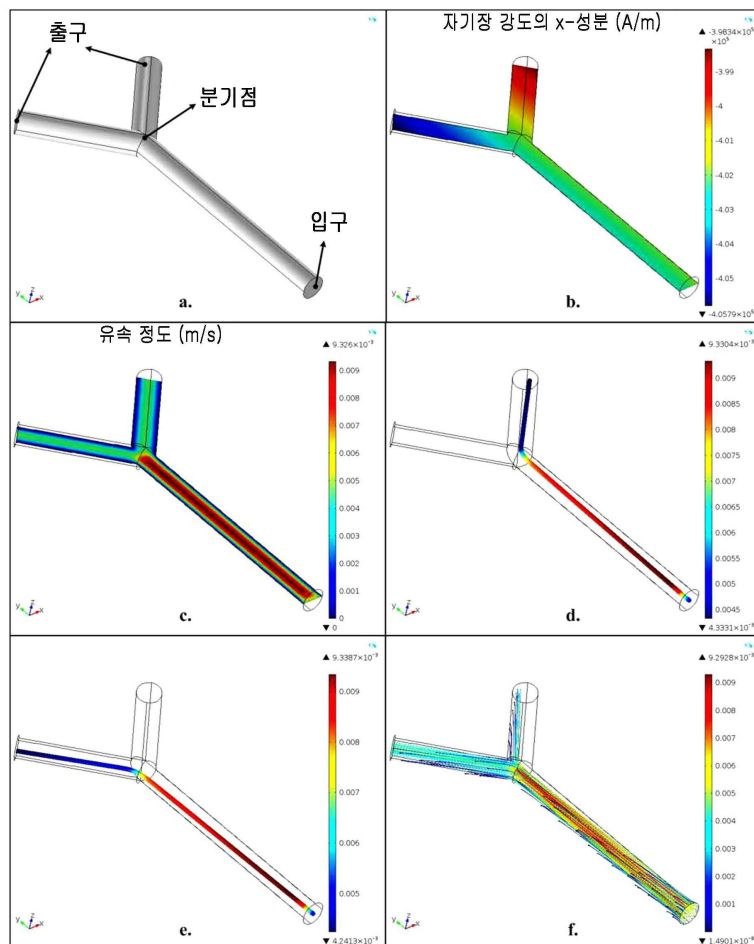
도면16b

	코어 없음	코어 있음	개선 인자
최소 자기장 강도 (kA/m)	35.8	166.1	4.64
최소 자기장 경사도 (kA/m ²)	648.9	1213.4	1.87
최소 힘 계수 (A ² /mm ³)	23.3	201.6	8.65
평균 자기장 강도 (kA/m)	48.3	203.7	4.22
평균 자기장 경사도 (kA/m ²)	958.9	3523.7	3.67
평균 힘 계수 (A ² /mm ³)	47.5	747.7	15.74

도면17a

매개변수	값	단위
입자 반지름	450	nm
입자 밀도	7200	kg/m ³
혈액의 밀도	1050	kg/m ³
혈액의 점성	0.004	Pa.s
공기 상대 통기율	1	-
혈액 상대 통기율	1	-
혈액 온도	293.15	K
코일의 회전 수	9300	-

도면17b



도면18

