

명세서

발명의 명칭: 자기장 생성 장치 및 그의 제어 방법

기술분야

- [1] 본 발명은 자기장 생성 장치 및 그의 제어 방법에 관한 것으로, 보다 자세하게는 방사선 펄스와 자기장 펄스를 동기화시킴으로써 자기장 발생부의 가동량을 낮출 수 있는 자기장 생성 장치 및 그의 제어 방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 최근 고령화 시대의 도래와 더불어 국민 생활수준이 향상됨에 따라 건강한 삶을 영위하기 위한 질병의 조기 진단과 치료에 대한 관심이 점점 높아지고 있는 추세에 있다. 특히, 방사선 치료 장치는 질병의 치료에 방사선을 사용하는 의료 장비로서, X선, 감마선과 같은 광자 또는 양성자선 등의 방사선을 이용하여 암과 같은 악성 종양 조직의 성장을 지연시키거나 파괴하는 치료 장치이다.
- [3] 그런데, 인체의 정상 조직에 고 에너지를 갖고 있는 방사선량이 과다하게 조사되는 경우, 정상 조직 세포가 사멸하거나, 유전적인 결함을 초래하기도 하고, 암을 발생시키기도 한다. 정상 조직과 종양 조직이 근접해 있을 경우, 방사선 부작용으로 인하여 방사선 치료 선량을 충분히 조사하지 못하는 경우가 발생한다. 예로, 인체내의 점막 조직은 방사선에 가장 민감한 부위 중 하나로서, 점막 구조에 일정 방사선량 이상이 전달될 때 부작용이 발생하게 된다. 따라서, 방사선 치료 시, 파괴할 종양이 충분한 방사선을 받도록 하고, 종양을 둘러싸고 있는 정상 조직에 대한 손상을 최소화하도록 조절되어야 한다.
- [4] 이에 대하여, 대한민국 등록특허 제10-1689130호에서는 자기장을 이용한 체내 점막조직 선량 제어 광자빔 방사선 치료장치를 개시하고 있으나, 자기장 발생부의 사이즈가 비대하여 상용화에 제약이 있었다. 예를 들어, 기존에 방사선을 환자의 종양 부위에 조사하는 동안 자기장 발생부에서도 동일하게 지속적으로 자기장을 생성한 결과, 자기장 발생부의 가동 시간이 늘어날 수 밖에 없었고, 이는 자기장을 발생시키는 전자석의 발열량 및 전압 소모량의 증가로 이어졌다. 따라서, 발열 억제 및 충분한 전압 공급을 위해 자기장 발생부에 적용되는 냉각장치와 전원 공급장치의 사이즈를 크게 제작함에 따라 환자가 위치하는 치료 공간을 제한하여 환자의 원활한 치료까지 제약하는 문제점이 있었다.
- [5] 한편, 자기장 발생부에서 자기장이 빈번하게 발생할 경우, 외부 누설 자기장으로 인한 방사선 치료 장치의 오작동 뿐만 아니라 방사선 치료 장치를 구성하는 선형 가속기 내의 전자빔에 영향을 주면서 방사선 선량에 변화를 초래하거나 종양 조직에 정확한 빔 타겟팅을 방해하여 정확한 방사선 치료를 어렵게 하는 문제점도 있었다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [6] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 자기장 발생부의 가동율(duty factor), 발열량 및 자기장의 외부 누설량을 낮추면서 사이즈가 소형화된 자기장 생성 장치를 제공하는 것이다.
- [7] 또한, 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 자기장 발생부를 자기장 차폐부 내부 영역에 배치하여 선형 가속기, 전자총, 다엽 콜리메이터 등에 대한 자기장의 영향을 효과적으로 억제할 수 있는 자기장 생성 장치를 제공하는 것이다.
- [8] 본 발명이 해결하고자 하는 과제들은 이상에서 언급된 과제로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제 해결 수단

- [9] 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 및 자기장 생성 장치는,
- [10] 광자빔 방사선을 피조사체의 체내 환부 조직에 조사하는 방사선 및 자기장 생성 장치에 있어서, 상기 피조사체에 광자빔 방사선을 조사하고,
- [11] 상기 광자빔 방사선이 조사된 상기 피조사체의 영역에서 2차 전자의 발생을 유도하는 방사선 발생부; 체내에 삽입되도록 마련되고, 저밀도 공간을 형성하는 삽입 구조체를 포함하고, 상기 2차 전자가 발생한 영역에 자기장을 형성하는 자기장 발생부; 및
- [12] 상기 광자빔 방사선이 조사된 영역과 상기 환부의 위치 관계를 기초로 상기 2차 전자 중 적어도 일부가 상기 저밀도 공간으로 이동하도록 상기 자기장의 형성을 제어하고,
- [13] 상기 2차 전자가, 상기 환부 조직과 인접한 정상 조직을 회피하여 이동되도록 상기 자기장의 형성을 제어하는 동기화 제어부;를 포함하고,
- [14] 상기 삽입 구조체의 형태는,
- [15] 상기 광자빔 방사선이 조사된 영역과 상기 환부의 위치 관계 기초로 미리 결정될 수 있다.
- [16] 이 때 삽입 구조체는, 상기 체내에 삽입되고, 미리 결정된 부피 형성을 통하여 상기 저밀도 공간을 형성하는 벌룬(balloon) 구조체로 마련될 수 있다.
- [17] 또한, 자기장 발생부는, 적어도 하나의 코일 및 커패시터 소자를 포함하고,
- [18] 이 때 동기화 제어부는, 상기 광자빔 방사선이 조사된 영역과 상기 환부의 위치 관계를 기초로 상기 적어도 하나의 코일에 공급되는 전류를 제어하여 상기 자기장을 형성할 수 있다.
- [19] 또한, 자기장 발생부는, 펄스 전원을 공급받아 펄스 형태의 상기 자기장이 발생하도록 마련되고,
- [20] 이 때 동기화 제어부는, 상기 자기장 발생부에서 발생하는 발열량이 미리 결정된 값 이하인 상태에서 상기 자기장을 형성하도록 상기 펄스 전원을 상기 자기장 발생부에 공급하도록 제어할 수 있다.

- [21] 또한, 동기화 제어부는, 상기 피조사체의 크기 정보를 포함하고 상기 피조사체와 대응되는 식별 정보를 포함하고, 상기 식별 정보에 기초하여 상기 자기장의 형성을 제어할 수 있다.
- [22] 또한 자기장 발생부는, 체내에 삽입되도록 마련되는 제1영역 및 상기 제1영역을 제외한 제2영역으로 마련되는 카테터(catheter) 구조로 마련되고,
- [23] 상기 적어도 하나의 코일은,
- [24] 상기 제1영역에 마련되고, 상기 커패시터는 상기 제2영역에 마련될 수 있다.
- [25] 또한 동기화 제어부는, 상기 자기장에 대응되는 자기력선과 상기 광자빔 방사선의 조사 방향이 이루는 각도가 직교되도록, 상기 적어도 하나의 자석의 위치 또는 상기 피조사체의 위치를 변경할 수 있다.
- [26] 또한 동기화 제어부는 상기 피조사체의 상기 정상조직에 도달하는 상기 2차 전자의 단위 면적당 도달 밀도가 미리 결정된 값 미만이 되도록 상기 자기장의 형성을 제어할 수 있다.
- [27] 또한, 동기화 제어부는, 상기 환부에 도달하는 상기 2차 전자의 단위 면적당 도달 밀도가 미리 결정된 값을 초과하도록 상기 광자빔 방사선 형성을 제어할 수 있다.
- [28] 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 및 자기장 생성 장치의 제어 방법은, 광자빔 방사선을 피조사체의 체내 환부 조직에 조사하는 방사선 및 자기장 생성 장치의 제어 방법에 있어서,
- [29] 상기 자기장 생성 장치의 방사선 발생부를 통해 상기 피조사체에 광자빔 방사선을 조사하는 단계; 상기 자기장 생성 장치의 방사선 발생부를 통해 상기 광자빔 방사선이 조사된 상기 피조사체의 영역에서 2차 전자의 발생을 유도하는 단계; 및 상기 자기장 생성 장치의 자기장 발생부를 통해 상기 2차 전자가 발생한 영역에 자기장을 형성하는 단계;를 포함하고,
- [30] 상기 자기장 형성 단계는, 상기 광자빔 방사선이 조사된 영역과 상기 환부의 위치 관계를 기초로 상기 2차 전자 중 적어도 일부가 상기 환부 조직을 회피하여 이동되도록 상기 자기장을 형성하고,
- [31] 상기 자기장을 형성하는 단계는,
- [32] 상기 자기장 발생부에서 발생하는 발열량이 미리 결정된 값 이하인 상태에서 상기 자기장을 형성하도록 펄스 전원을 상기 자기장 발생부에 공급하도록 제어하는 단계;를 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [33] 상기와 같은 본 발명에 따르면, 아래와 같은 다양한 효과들을 가진다.
- [34] 본 발명에 따르면, 자기장 발생부에 이용되는 전력이 감소하여 열 발생을 줄일 수 있고, 이에 따라 냉각 장치 등의 내부 구성이 제외되거나 줄어들 수 있다.
- [35] 또한, 본 발명에 따르면, 방사선 펄스와 자기장 펄스를 동기화시킴으로써 자기장 발생부의 가동율(duty factor), 발열량 및 자기장의 외부 누설량을 낮출 수

있으며 자기장 생성 장치를 소형화할 수 있다.

- [36] 또한, 본 발명에 따르면, 자기장 차폐부 내부 영역에 자기장 발생부를 배치하여 자기장 생성 장치에서 자기장에 민감한 부품들에 대한 자기장 영향을 최소화할 수 있으며 외부 누설 자기장을 내부로 집속함으로써 중심 자기장을 높일 수 있게 된다.

- [37] 또한, 본 발명에 따르면, 환자의 환부 조직(예: 종양 부위)에 광자빔 방사선을 조사함과 동시에, 환자의 체내에 자기장 영역을 형성하고, 자기장 영역에서의 자기장의 방향, 세기 및 위상을 조절함으로써, 정상 조직에 전달되는 방사선량을 최적화하여, 방사선의 부작용을 최소화하여 치료부위에 전달되는 방사선량의 제약을 제거함으로써 광자빔 방사선에 의한 치료 효과를 향상시킬 수 있다.

- [38] 또한, 방사선 빔 방향과 평행한 자기장을 형성시킴으로써, 방사선 산란 하전입자의 발산을 막고 산란 하전입자를 집중하여, 치료목표의 종양표면에 전달되는 방사선량을 강화하여 방사선 치료 효과를 향상시킴과 동시에 부가적인 방사선 사용과 산란 하전입자의 발산으로 인한 주변 정상조직의 손상을 감소하여 방사선 부작용을 줄일 수 있다.

- [39] 본 발명의 효과들은 이상에서 언급된 효과로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

- [40] 도 1 및 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 방사선 치료 장치를 개략적으로 나타낸 개념도이다.

- [41] 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 자기장 생성 장치를 개략적으로 나타낸 사시도이다.

- [42] 도 4a 내지 도 4e는 본 발명의 일 실시 예에 따른 자기장 생성 장치의 자기장 분포를 개략적으로 나타낸 단면도이다.

- [43] 도 5는 도 4a 내지 도 4e의 자기장을 이용한 방사선 치료 장치에서 방사선 조사에 따른 하전 입자(예: 전자)와 자기장의 작용 관계를 설명하기 위한 개략적인 개념도이다.

- [44] 도 6a 내지 도 6d는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 자기장 생성 장치의 자기장 분포를 개략적으로 나타낸 단면도이다.

- [45] 도 7은 도 6a 내지 도 6d의 자기장을 이용한 방사선 치료 장치에서 방사선 조사에 따른 하전 입자(예: 전자)와 자기장의 작용 관계를 설명하기 위한 개략적인 개념도이다.

- [46] 도 8a 내지 도 8c는 본 발명의 일 실시 예에 따른 자기장 차폐부의 구성을 설명하는 도면이다.

- [47] 도 9과 도 10는 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 방사선 치료 장치의 구성도이다.

- [48] 도 11과 도 12은 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 방사선 치료 장치의 외부 영역에서의 자기장 분포를 설명하는 도면이다.
- [49] 도 13는 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 방사선 치료 장치의 내부 영역에서의 자기장 분포를 설명하는 도면이다.
- [50] 도 14은 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 방사선 치료 장치의 자기장 차폐부의 구성을 설명하는 도면이다.
- [51] 도 15와 도 16는 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 방사선 치료 장치의 자기장 차폐부의 종류에 따른 자기장 분포를 설명하는 도면이다.
- [52] 도 17는 본 발명의 일 실시예에 따른 2차 전자의 단위 면적당 도달 밀도에 기초하여 자기장 생성 장치가 동작하는 것을 설명하기 위한 도면이다.
- [53] 도 18a는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 생성부를 구성하는 회로도를 나타낸 도면이다.
- [54] 도 18b는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 생성부의 구성을 나타낸 블록도이다.
- [55] 도 19a 및 도 19b는 벌룬 형태의 삽입 구조체에 코일이 마련된 형태를 설명하기 위한 도면이다.
- [56] 도 20a 및 도 20b는 벌룬 형태의 별도의 장치 내에서 2차 전자와 자기장 간의 상호 작용을 설명하기 위한 도면이다.
- [57] 도 21는 본 발명의 일 실시예에 따른 벌룬 형태의 별도의 장치에 가이드부가 마련된 것을 나타낸 도면이다.
- [58] 도 22a 및 도 22b는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 발생 장치에 마련된 자기장 발생부와 벌룬 형태의 별도의 장치에 마련된 코일의 상호 작용을 설명하기 위한 도면이다.
- [59] 도 23a 및 도 23b는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 발생 장치에 마련된 자기장 발생부가 코일의 집합으로 형성된 것을 나타낸 도면이다.
- [60] 도 24는 본 발명의 일 실시예에 따른 순서도이다.

발명의 실시를 위한 형태

- [61] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나, 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 제한되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술 분야의 통상의 기술자에게 본 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.
- [62] 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는

"포함한다(comprises)" 및/또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소 외에 하나 이상의 다른 구성요소의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다. 명세서 전체에 걸쳐 동일한 도면 부호는 동일한 구성 요소를 지칭하며, "및/또는"은 언급된 구성요소들의 각각 및 하나 이상의 모든 조합을 포함한다. 비록 "제1", "제2" 등이 다양한 구성요소들을 서술하기 위해서 사용되나, 이들 구성요소들은 이들 용어에 의해 제한되지 않음은 물론이다. 이들 용어들은 단지 하나의 구성요소를 다른 구성요소와 구별하기 위하여 사용하는 것이다. 따라서, 이하에서 언급되는 제1 구성요소는 본 발명의 기술적 사상 내에서 제2 구성요소일 수도 있음은 물론이다.

- [63] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 기술자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또한, 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다.
- [64] 공간적으로 상대적인 용어인 "아래(below)", "아래(beneath)", "하부(lower)", "위(above)", "상부(upper)" 등은 도면에 도시되어 있는 바와 같이 하나의 구성요소와 다른 구성요소들과의 상관관계를 용이하게 기술하기 위해 사용될 수 있다. 공간적으로 상대적인 용어는 도면에 도시되어 있는 방향에 더하여 사용시 또는 동작시 구성요소들의 서로 다른 방향을 포함하는 용어로 이해되어야 한다. 예를 들어, 도면에 도시되어 있는 구성요소를 뒤집을 경우, 다른 구성요소의 "아래(below)"또는 "아래(beneath)"로 기술된 구성요소는 다른 구성요소의 "위(above)"에 놓여 질 수 있다. 따라서, 예시적인 용어인 "아래"는 아래와 위의 방향을 모두 포함할 수 있다. 구성요소는 다른 방향으로도 배향될 수 있으며, 이에 따라 공간적으로 상대적인 용어들은 배향에 따라 해석될 수 있다.
- [65] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세하게 설명한다.
- [66] 도 1 및 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 방사선 치료 장치를 개략적으로 나타낸 개념도이다.
- [67] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시 예에 따른 방사선 치료 장치(10)는 자기장 생성 장치를 포함할 수 있다. 자기장 생성 장치는 자기장 발생부(200) 및 동기화 제어부(700)를 포함할 수 있다. 즉, 방사선 치료 장치(10)는 방사선 발생부(100)와 방사선량 제어부(500)를 기본 구성으로 하면서 자기장 생성 장치를 추가로 포함할 수 있다. 따라서, 하기에서 방사선 치료 장치(10)와 자기장 생성 장치가 서로 연동된다고 설명하는 것은 방사선 치료 장치(10)에 자기장 생성 장치가 추가로 포함된 구성을 설명하는 것으로 이해하면 된다.
- [68] 일 실시 예에서, 방사선 치료 장치(10)와 자기장 생성 장치는 서로 연동될 수 있다. 연동 방식은 통신 네트워크를 이용하거나 광자빔 방사선을 검출하여 연동하거나 서로 연동되도록 미리 자기장이나 광자빔 발생 주기가 설정될 수

있다.

- [69] 일 실시 예에서, 환자(B)의 내부에는 종양(T), 정상 조직(N) 및 저밀도 공간(L)이 위치하며, 저밀도 공간(L)은 종양(T) 또는 정상 조직(N) 중 적어도 하나와 인접할 수 있다. 체내 저밀도 공간(L)은 구강, 비강, 기도, 폐와 같이 정상적으로 존재하는 공간일 수 있고, 공기 삽입, 풍선 삽입, 발포제 주입 등을 통해 형성된 인공적인 공간일 수 있다. 또한, 저밀도 공간(L)은 광자빔 방사선으로부터 발생한 2차전자가 투과하는 공간일 수 있다. 또한, 저밀도 공간(L)은 체내의 빈 공간, 체강(body cavity)를 포함할 수 있다.
- [70] 일 실시 예에서, 방사선 치료 장치(10)의 방사선 발생부(100)는 피조사체(예: 환자, B)의 환부 조직(예: 종양, T)으로 광자빔 방사선을 조사할 수 있다.
- [71] 일 실시 예에서, 방사선 치료 장치(10)의 방사선량 제어부(500)는 자기장의 세기, 방향 및 위상을 조절하여 전자를 체내 저밀도 공간(L)에서 회절시켜 환자(B)의 종양(T) 및 종양(T)에 인접한 정상 조직(N)에 흡수되는 방사선량을 제어할 수 있다. 예를 들어, 방사선 치료 장치(10)와 자기장 생성 장치가 연동되어 방사선량 제어부(500)가 자기장 발생부(200)를 제어함으로써 자기장의 세기, 방향 및 위상을 조절할 수 있다. 이러한 경우에도 자기장 펄스의 생성 시간 범위는 동기화 제어부(700)가 제어할 수 있다.
- [72] 일 실시 예에서, 자기장 생성 장치의 자기장 발생부(200)는 환자(B)의 내부에 자기장을 형성할 수 있다. 예를 들어, 자기장 발생부(200)는 저밀도 공간(L)에 자기장을 형성할 수 있다.
- [73] 일 실시 예에서, 자기장 생성 장치의 동기화 제어부(700)는 광자빔 방사선에 대응하는 방사선 펄스와 자기장에 대응하는 자기장 펄스를 동기화시킬 수 있다. 여기서 펄스의 동기화란 서로 펄스의 발생이 시간적으로 중첩되는 것을 의미할 수 있다. 예를 들어, 동기화 제어부(700)는 광자빔 방사선 펄스와 자기장 펄스의 발생 시기를 일치시킬 수 있다.
- [74] 일 실시 예에서, 자기장 생성 장치의 동기화 제어부(700)는 방사선 치료 장치의 방사선량 제어부(500)와 연동될 수 있다. 동기화 제어부(700)는 방사선량 제어부(500)로부터 광자빔 방사선의 출력 주기를 수신하고, 광자빔 방사선의 출력 주기와 자기장의 출력 주기를 동기화시킬 수 있다.
- [75] 일 실시 예에서, 자기장 생성 장치는 광자빔 방사선을 검출하는 펄스 검출부(800)를 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 펄스 검출부(800)는 자기장 펄스와 방사선 펄스를 검출할 수 있다. 펄스 검출부(800)는 자기장 발생부(200)와 방사선 발생부(100)로부터 각각 자기장 펄스와 방사선 펄스를 유선 또는 무선 네트워크를 통해 수신하여 자기장 펄스와 방사선 펄스를 검출할 수 있다. 또한, 펄스 검출부(800)는 외부에서 획득한 방사선과 자기장을 분석하여 자기장 펄스와 방사선 펄스를 검출할 수 있다. 이를 위해, 펄스 검출부(800)는 방사선 검출 센서(미도시)와 자기장 센서(미도시)를 구비할 수 있다.
- [76] 일 실시 예에서, 자기장 생성 장치의 동기화 제어부(700)는 펄스

검출부(800)에서 검출한 광자빔 방사선을 분석하여 광자빔 방사선의 출력 주기를 획득할 수 있다.

- [77] 일 실시 예에서, 자기장 생성 장치의 동기화 제어부는 자기장이 목표 값에 도달한 이후에 광자빔 방사선 조사로 인하여 발생하는 2차전자 생성 구간이 자기장 생성 시간 범위에 포함되도록 자기장 생성 범위를 설정할 수 있다. 이에 따라, 광자빔 방사선이 인체 물질(예를 들어, 방사선이 종양을 향해 진행하는 경로 상에 위치하는 정상조직)과 반응하여 발생하는 2차 전자가 자기장 생성 시간에 생성될 수 있다.
- [78] 일 실시 예에서, 자기장 생성 장치의 동기화 제어부(700)는 자기장이 목표 값에 도달할 때까지 소요되는 딜레이 시간을 고려하여 자기장 생성 시간 범위를 설정할 수 있다. 이에 따라, 광자빔 방사선이 인체 물질(예를 들어, 방사선이 종양을 향해 진행하는 경로 상에 위치하는 정상조직)과 반응하여 발생하는 2차 전자가 딜레이 시간까지 고려하여 자기장 생성 시간에 생성될 수 있다.
- [79] 일 실시 예에서, 동기화 제어부(700)는 광자빔 방사선 펄스를 매번 인지한 이후 곧바로 자기장 펄스를 발생시키거나 혹은 반대로 동작할 수 있다. 예를 들어, 동기화 제어부(700)는 방사선 펄스의 검출에 응답하여 자기장 펄스를 발생시키거나, 자기장 펄스의 검출에 응답하여 상기 방사선 펄스를 발생시킬 수 있다. 또한, 동기화 제어부(700)는 방사선 펄스의 규칙성을 학습하여 자기장의 펄스를 발생시키거나 혹은 반대로 동작할 수 있다. 예를 들어, 동기화 제어부(700)는 검출한 방사선 펄스를 분석하여 획득한 방사선 펄스 주기에 기반하여 자기장 펄스를 발생시키거나, 검출한 자기장 펄스를 분석하여 획득한 자기장 펄스 주기에 기반하여 방사선 펄스를 발생시킬 수 있다. 물론 이외에도 미리 설정된 방사선 펄스 주기와 자기장 펄스 주기가 존재할 경우, 동기화 제어부(700)는 이를 일치시킴으로써 방사선 펄스와 자기장 펄스를 동기화시킬 수 있다.
- [80] 이와 같이 동기화 제어부(700)가 방사선 펄스와 자기장 펄스의 발생 시기를 일치시킴에 따라 자기장 발생부(200)는 광자빔 방사선이 조사되는 동안 지속적으로 자기장을 생성할 필요가 없으며 가동율(duty factor)를 크게 낮출 수 있다. 또한, 자기장 발생부(200)의 가동율이 낮아질수록 자기장 발생부(200)는 그만큼 구동하지 않아도 되므로 자기장 발생부(200)의 발열량도 낮아질 수 있고, 자기장의 외부 누설량도 전체적으로 낮아지게 된다. 결과적으로 자기장 발생부(200)에서 발생하는 발열을 제어하는 냉각 장치와 전원을 공급하는 전원 공급 장치의 크기를 소형화시킬 수 있으며 이는 방사선 치료 장치(10)의 소형화로 이어질 수 있다.
- [81] 또한, 동기화 제어부(700)가 방사선 펄스와 자기장 펄스의 발생 시기를 일치시킴에 따라 자기장 발생부(200)에 이용되는 전력이 감소하여 열발생을 줄일 수 있고, 이에 따라 냉각 장치 등의 구성이 제외되거나 줄어들 수 있다.
- [82] 한편 본 발명의 일 실시예에 따른 동기화 제어부(700)는, 광자빔 방사선이

조사된 영역과 환부의 위치 관계를 기초로 2차 전자 중 적어도 일부가 환부 조직과 인접한 정상 조직을 회피하여 이동되도록 자기장의 형성을 제어할 수 있다.

- [83] 즉, 광자빔 방사선이 피조사체에 조사되면 해당 영역에서 2차 전자가 생성되게 되는데, 2차 전자가 환부조직과 인접한 정상 조직에 대응되는 피조사체에 너무 많이 도달하면 해당 피조사체의 조직이 손상될 수 있어 일부 2차 전자는 환부 조직과 인접한 정상조직을 회피하여 이동하여야 한다.
- [84] 한편 상술한 동작을 위한 자기장 발생부(200)는, 적어도 하나의 코일 및 커패시터 소자를 포함할 수 있다.
- [85] 코일은 펄스형 자기장을 형성하기 위한 구성으로 마련되고, 커패시터는 대전류를 출력하기 위하여 전하를 충전하기 위하여 마련될 수 있는데 이와 관련된 자세한 설명은 후술한다.
- [86] 또한 동기화 제어부(700)는, 광자빔 방사선이 조사된 영역과 환부의 위치 관계를 기초로 적어도 하나의 코일에 공급되는 전류를 제어하여 자기장을 형성할 수 있다.
- [87] 구체적으로 동기화 제어부(700)는 광자빔 조사선이 조사된 영역에서 환부까지의 거리를 고려할 수 있다.
- [88] 또한 2차전자는 자기장 발생부(200)가 발생하는 자기장에 의하여 경로가 변경되고 자기장 발생부(200)가 생성하는 자기장은 동기화 제어부(700)가 공급하는 전류에 기초하여 형성될 수 있다.
- [89] 한편 자기장 발생부(200)는, 펄스 전원을 공급받아 펄스 형태의 자기장이 발생하도록 마련될 수 있다.
- [90] 자기장 발생부(200)는 발열량을 줄이기 위하여 펄스 형태의 자기장이 발생하도록 마련될 수 있다.
- [91] 또한 동기화 제어부(700)는, 자기장 발생부(200)에서 발생하는 발열량이 미리 결정된 값 이하인 상태에서 자기장을 형성하도록 펄스 전원을 상기 자기장 발생부에 공급하도록 제어할 수 있다.
- [92] 즉 동기화 제어부(700)는 자기장 발생부(200)의 발열량을 모니터링하고 펄스 전원이 자기장 발생부에 공급되어 발생한 발열량이 특정 값을 넘지 않도록 자기장 발생부에 펄스 전원을 공급할 수 있다.
- [93] 동기화 제어부(700)는, 피조사체의 크기 정보를 포함하고, 상기 피조사체와 대응되는 식별 정보를 포함할 수 있다.
- [94] 식별 정보는 피조사체에 위치 및 크기뿐만 아니라 피조사체의 특성 자체를 포함하는 정보를 의미할 수 있다.
- [95] 한편 동기화 제어부는 식별 정보에 기초하여 자기장의 형성을 제어할 수 있다.
- [96] 예를 들어 피조사체의 크기가 작은 경우에는 2차 전자의 짧은 진행 경로 상에서 2차 전자가 환부를 회피해야하므로 동기화 제어부가 강한 전류를 자기장 발생부에 공급하여 강한 자기장을 형성할 수 있다.

- [97] 자기장 발생부는, 체내에 삽입되도록 마련되는 제1영역 및 상기 제1영역을 제외한 제2영역으로 마련되는 카테터(catheter) 구조로 마련될 수 있다.
- [98] 카테터는 체강 또는 내강이 있는 장기 내로 삽입하기 위한 튜브형의 기구를 의미할 수 있다.
- [99] 적어도 하나의 코일은, 제1영역에 마련되고, 커패시터는 상기 제2영역에 마련될 수 있다.
- [100] 제1영역은 카테터를 이용한 동작 수행시 체내에 삽입되는 영역을 의미하고 제2영역은 동작 수행시 체외에 마련되는 영역을 의미할 수 있다.
- [101] 한편 동기화 제어부는, 방사선 발생부와 피조사체 사이의 위치 관계를 기초로 광자빔 방사선의 조사 방향을 결정할 수 있다.
- [102] 자기장에 대응되는 자기력선과 상기 광자빔 방사선의 조사 방향이 이루는 각도가 미리 결정된 각도를 초과하도록 상기 자기장의 형성을 제어할 수 있다.
- [103] 동기화 제어부(700)는, 자기장에 대응되는 자기력선과 광자빔 방사선의 조사 방향이 이루는 각도가 직교되도록, 적어도 하나의 자석의 위치 또는 피조사체의 위치를 변경할 수 있다.
- [104] 자기력선의 방향과 전자의 진행 방향이 수직인 경우에 2차 전자에 전자기력이 많이 발생되므로 동기화 제어부는 자기장 발생부에 포함된 자석 또는 자기장 발생 장치에 마련된 판상 프레임의 동작을 제어하여 자기력선과 광자빔 방사선의 조사 방향이 이루는 각도가 직교되도록 제어할 수 있다.
- [105] 동기화 제어부(700)는 피조사체에 도달하는 상기 2차 전자의 단위 면적당 도달 밀도가 미리 결정된 값 미만인 되도록 상기 자기장의 형성을 제어할 수 있다.
- [106] 동기화 제어부(700)가 2차 전자의 도달 밀도를 제어하여 피조사체의 조직 손상을 방지할 수 있다.
- [107] 동기화 제어부(700)는, 환부에 도달하는 2차 전자의 단위 면적당 도달 밀도가 미리 결정된 값을 초과하도록 광자빔 방사선의 형성을 제어할 수 있다.
- [108] 즉 환부에는 방사선 조사 목적 달성을 위하여 특정 밀도 이상의 2차 전자가 전달되어야 한다.
- [109] 따라서 동기화 제어부는 방사선 발생부에서 발생한 광자빔 방사선이 환부에 대응되는 피조사체에 조사되도록 방사선 제어부를 제어할 수 있다.
- [110] 도 3 내지 도 5를 이용하여 방사선 조사 방향과 자기장 방향이 수직인 경우의 디포커싱 실시 예를 설명하고, 도 6 및 도 7을 이용하여 방사선 조사 방향과 자기장 방향이 수평인 경우의 포커싱 실시 예를 설명한다. 예컨대, 광자빔 방사선 조사 방향과 수직인 방향으로 자기장을 형성하는 것은 체강을 통과한 후에 정상 조직이 더 배치된 이후에 타겟 위치가 있는 경우를 위한 방사선 치료 실시예이다. 또한, 광자빔 방사선 조사 방향과 수평한 방향(나란한 방향)으로 자기장을 형성하는 것은 체강의 표면에 타겟 부위가 있어서 체강을 진행하는 2차전자를 집중해서 타겟 부위에 제공하는 실시 예이다. 여기서 타겟 부위는 환부조직(또는 종양 부위)일 수 있다.

- [111] 광자빔 방사선 조사 방향과 수직인 방향으로 자기장을 생성하는 예는 환자의 직장에 인접하게 배치된 전립선 암 치료 시에 직장에 풍선을 집어넣는 방식으로 직장에 공간을 형성하고, 직장 내부 공간에 자기장을 형성함에 따라 직장 표면에 제공되는 2차전자를 분산시키는 실시 예일 수 있다.
- [112] 도 3 내지 도 5의 실시 예는 방사선 조사 방향과 수직인 방향으로 자기장이 생성되는 일 예에 관한 것이다. 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 자기장 생성 장치를 개략적으로 나타낸 사시도이다. 도 4a 내지 도 4e는 본 발명의 일 실시 예에 따른 자기장 생성 장치의 자기장 분포를 개략적으로 나타낸 단면도이다. 도 5는 도 4a 내지 도 4e의 자기장을 이용한 방사선 치료 장치에서 방사선 조사에 따른 하전 입자(예: 전자)와 자기장의 작용 관계를 설명하기 위한 개략적인 개념도이다.
- [113] 도 3 및 도 4a 내지 도 4e를 참조하면, 방사선 치료 장치(10)는 각각의 구성들이 배치될 수 있는 다양한 형상의 하우징(20,30,40)들을 포함할 수 있으며, 누운 환자에게 방사선을 조사하고 자기장을 생성할 수 있도록 하우징의 구조는 다양하게 변형될 수 있다.
- [114] 방사선 치료 장치(10)의 방사선 발생부(100)는 속이 빈 형상을 갖는 보어(미도시)의 외측에 배치된 차폐 구조물 내에 장착되어, 보어 내에 위치한 환자(B)의 종양(T) 부위를 향해 광자빔 방사선을 조사한다.
- [115] 여기서, 방사선 치료 장치(10)의 방사선 발생부(100)는 MV X-ray를 발생시키는 선형가속기(LINAC, Linear Accelerator)가 바람직하다. 발생되는 MV영역의 X-ray 빔의 특성상 피폭을 당하는 물질의 표면에서 콤프톤(compton) 효과에 의한 반응을 통하여 2차전자(secondary electron, 이하 '전자'라고 칭함)에 운동에너지를 전달하고, 그 전자에 의하여 방사선량을 체내에 전달한다.
- [116] 자기장 생성 장치의 자기장 발생부(200)는 보어의 외측에 배치된 또 다른 차폐 구조물 내에 장착되어, 환자(B)의 체내에 자기장 영역을 형성한다. 자기장 발생부(200)는 보어를 사이에 두고 서로 다른 극성을 가지며 대향 배치되는 한 쌍의 전자석 또는 영구자석으로 이루어진다.
- [117] 여기서, 자기장 생성 장치의 자기장 발생부(200)는 방사선 발생부(100)와 환자(B)의 종양(T) 부위 사이의 환자(B)의 체내 일 영역에, 보다 바람직하게는 체내의 빈 공간, 체강(body cavity)에 자기장 영역을 형성하는 것이 효과적이다. 또한, 자기장 발생부(200)는 전자석이나 영구자석, 또는 그 복합형을 포함할 수 있다.
- [118] 한편, 자기장의 방향의 자유도를 증대하기 위해, 자기장 발생부(200)로서 한 쌍의 자석이 보어 외측 둘레를 따라 예컨대, 보어 내에 위치한 환자(B) 주위를 따라 회전할 수도 있으나 이에 한정되지 않으며, 자기장 발생부(200)는 복수의 자석이 보어 외측 둘레를 따라, 예컨대 환자(B) 주위를 따라 고정 배치되어, 방사선량 제어부(400)의 제어를 통해 복수의 자석 중 선택된 자석에 의해 자기장 영역을 형성할 수도 있다.

- [119] 일 실시 예에서, 앞서 설명한 바와 달리 자기장 생성 장치는 자기장 발생부(200)가 배치되는 판형 프레임(900)을 더 포함할 수 있다. 판형 프레임(900)은 환자가 안착되며 자기장 생성 물질이 배치될 수 있다. 예를 들어, 판형 프레임(900)은 자기장 생성 물질이 이동하는 공간(910)을 구비할 수 있고, 자기장 생성 물질은 공간(910)에 배치될 수 있다. 예컨대, 공간(910)은 자기장 생성 물질이 이동할 수 있도록 도 3과 같이 판형 프레임(900)의 길이방향으로 길게 형성될 수 있다. 공간(910)의 길이는 도 3에서 예시적으로 도시한 것이고, 판형 프레임(900)의 양끝단까지 길게 형성될 수도 있다.
- [120] 일 실시 예에서, 자기장 생성 물질은 이동 봉(230)에 연결될 수 있고, 별도의 구동부(미도시)를 통해 이동 봉(230)이 공간(910)에서 판형 프레임(900)의 길이 방향을 따라 움직일 수 있다. 따라서, 환자(B)의 위치에 따라 자기장 생성 물질을 이동시킴에 따라 환자 체내의 자기장 생성 영역을 용이하게 변경할 수 있다.
- [121] 일 실시 예에서, 자기장 발생부(200)는 광자빔 방사선이 조사되는 축을 기준으로 좌우 대칭 구조를 이루어 배치되는 복수의 전자석, 영구 자석 또는 그 복합형(이하 통칭하여 자기장 생성 물질)을 포함할 수 있고, 도 4와 같이 자기장(MT)을 생성할 수 있다.
- [122] 예컨대, 도 4a에서 N극의 전자석(210)과 S극의 전자석(220)이 배치되어 자기장 발생부(200)는 방사선 조사 방향(R)과 수직한 방향의 자기장(MT)을 생성할 수 있다. 여기서 자기장 발생부(200)는 전자석들(210,220)의 길이 방향을 따라 도 4a와 같이 유효 영역을 판형 프레임(900) 위에 형성할 수 있다. 또한, 일실시예로, 자기장 발생부(200) 아래에 자기장 차폐부가 포함될 수 있고, 이에 의해 판형 프레임 하부에는 자기장이 형성되지 않을 수 있다. 즉, 환자에 대한 방사선 치료에 영향을 미치지 않는 판형 프레임 하부에 자기장이 형성될 필요가 없으며 방사선 치료장치 등의 장치에 자기장 영향이 미치는 것을 방지할 필요가 있으므로, 판형 프레임 내의 자기장 발생부(200) 아래에 자기장 차폐부가 포함될 수 있다.
- [123] 또한, 예를 들어 도 4b에 도시된 바와 같이, N극의 전자석(210)과 S극의 전자석(220)이 배치되어 자기장 발생부(200)는 방사선 조사 방향(R)과 수직한 방향의 자기장(MT)을 생성할 수 있다. 여기서 자기장 발생부(200)는 전자석들(210,220)이 배치된 면적보다 좁으면서 도 4b와 같이 유효 영역을 판형 프레임(900) 위와 아래에 형성할 수 있다.
- [124] 또한, 예를 들어 도 4c에 도시된 바와 같이, N극의 전자석(210)과 S극의 전자석(220)이 배치되어 자기장 발생부(200)는 방사선 조사 방향(R)과 수직한 방향의 자기장(MT)을 생성할 수 있다. 여기서 자기장 발생부(200)는 전자석들(210,220)이 배치된 면적보다 크면서 도 4c와 같이 유효 영역을 판형 프레임(900) 위와 아래에 형성할 수 있다.
- [125] 또한, 예를 들어 도 4d에 도시된 바와 같이, N극의 전자석(210)과 S극의 전자석(220)이 하단의 판형 프레임(920) 배치되고 N극의 전자석(240)과 S극의

전자석(250)이 상단의 판형 프레임(920) 배치되어 자기장 발생부(200)는 방사선 조사 방향(R)과 수직한 방향의 자기장(MT)을 2개 생성할 수 있다. 여기서 자기장 발생부(200)는 전자석들(210,220,240,250)이 배치된 면적보다 좁으면서 도 4d와 같이 유효 영역을 상단과 하단 판형 프레임(920) 각각의 위와 아래에 형성할 수 있다. 이 경우 판형 프레임(920)들 사이에 자기장의 세기가 더 강해질 수 있다.

[126] 또한, 예를 들어 도 4e에 도시된 바와 같이, N극의 전자석(210)과 S극의 전자석(220)이 하단의 판형 프레임(920) 배치되고 N극의 전자석(240)과 S극의 전자석(250)이 상단의 판형 프레임(920) 배치되어 자기장 발생부(200)는 방사선 조사 방향(R)과 수직한 방향의 자기장(MT)을 2개 생성할 수 있다. 여기서 자기장 발생부(200)는 전자석들(210,220,240,250)이 배치된 면적보다 좁으면서 도 4e와 같이 유효 영역을 판형 프레임(920)사이에만 형성할 수 있다.

[127] 일 실시 예에서, 방사선 치료 장치의 방사선량 제어부(500)는 자기장 발생부(200)의 자기장의 방향, 세기 및 위상을 조절하여, 방사선 발생부(100)로부터 환자(B)의 종양(T) 부위에 전달되는 방사선량을 제어한다. 예를 들어, 자기장이 사인과 형태의 펄스파일 경우, 방사선량 제어부(500)는 자기장의 위상을 변경할 수 있고, 사인파형에서 원하는 기준 세기 이상이 되는 구간과 광자빔 방사선이 발생시키는 2차전자의 생성 구간을 서로 일치시킬 수 있다.

[128] 일 실시 예에서, 방사선량 제어부(500)는 방사선 발생부(100)의 작동을 제어하며, 종양(T)에 전달되는 방사선량을 연산하는 연산부(미도시)를 더 포함할 수 있다.

[129] 일 실시 예에서, 연산부는 다음의 수학식1을 사용하여 환자(B)의 종양(T)에 전달되는 방사선량을 연산할 수 있다.

[130] [수식1]

$$D(x,y,z) = \iiint \text{TERMA}(x',y',z') \times \text{Kernel}(x,x',y,y',z,z') dx'dy'dz'$$

[131] 여기서, $D(x,y,z)$ 는 특정 위치 (x,y,z) 에서 흡수된 방사선량 값을 의미하고, $\text{TERMA}(x',y',z')$ 은 미소 체적 $dx'dy'dz'$ 에서 감쇄되어 입사한 방사선 빔의 총 에너지를 의미하며, $\text{Kernel}(x,x',y,y',z,z')$ 은 미소 체적 $dx'dy'dz'$ 에서 감쇄된 단위 에너지가 특정 위치 (x,y,z) 에서 흡수된 선량 비율을 의미한다. 이 때, 자기장 발생부(200)에 의하여 형성된 자기장이 고려된 Kernel이 사용된다.

[132] 따라서, TERMA값과 Kernel값을 전체 체적에 대하여 콘볼루션(convolution)시키면, 특정 위치 (x,y,z) 에서 흡수된 방사선량값을 연산할 수 있게 된다.

[133] 한편, TERMA값은 전하를 가지지 않는 x-ray의 감쇄된 총 에너지를 나타내므로 자기장과 관련이 없다.

[134] 또한, Kernel값은 주로 감쇄과정에서 발생된 전자에 의한 공간적인 선량 분포를 나타내므로 자기장에 절대적으로 영향을 받는다. 일반적으로 Kernel을 구할 때

전산모사를 통하여 구하며, 공간적으로 일정한 자기장을 전산 모사 프로그램에서 구현하여 새로운 Kernel을 구하고, 이에 다음과 같이 Kernel Deform map을 구성한다. 이를 다음의 수학식2와 같이 모델링하여 적용한다.

[135] [수식2]

$$\text{Kernel}_{\text{new}}(\mathbf{B}, \mathbf{x}, \mathbf{x}', \mathbf{y}, \mathbf{y}', \mathbf{z}, \mathbf{z}') = \text{Deform_map}(\text{Kernel}(\mathbf{x}, \mathbf{x}', \mathbf{y}, \mathbf{y}', \mathbf{z}, \mathbf{z}'), \mathbf{B})$$

[136] 이로써, 연산부는 방사선량 분포의 최적화를 위한 자기장의 세기, 방향 위상, 크기를 연산하게 된다.

[137] 한편, 연산부는 다른 실시예로서, 풀 몬테카를로 시뮬레이션 기법(Full Monte Carlo Simulation Method)에 의해 연산할 수도 있다.

[138] 즉, 자기장을 시뮬레이션할 수 있는 툴 킷(toolkit)을 이용하며, 각각의 입자 한 개에 대한 확률적인 몬테카를로 기법을 사용하여 히스토리를 구성하고, 히스토리들의 각각의 선량에 대한 공간적인 영향을 더하여 전체적인 선량분포를 계산하여, 특정 위치에서 흡수된 방사선량값을 연산할 수 있다.

[139] 도 5를 참조하면, 도3 및 도 4a 내지 도 4e에서 설명한 구성에 의하여, 본 발명에 따른 자기장을 이용한 체내 선량 제어 방사선 치료장치(10)를 이용하여 환자(B)의 종양(T)를 방사선 치료하는 과정에 대해 설명하면 다음과 같다.

[140] 설명에 앞서, 이하에서는 일 실시예로서 도 5에 도시된 바와 같이, 도 5의 좌측의 방사선 발생부(100)에서 우측의 종양(T)으로 광자빔 방사선이 조사되고, 자기장이 지면의 들어가는 방향으로 작용하며, 방사선 발생부(100)와 종양(T) 사이에는 속이 빈 소화기관(위, 소장, 대장 등)과 같은 장기가 배치된 경우, 종양(T)를 치료하는 것에 대해 설명한다.

[141] 먼저, 치료하고자 하는 종양(T)을 갖고 있는 환자(B)가 판형 프레임(900) 내에 누운 상태에서, 방사선량 제어부(500)의 제어를 통해 환자(B)의 체내에 자기장 영역을 형성하도록 자기장 발생부(200)를 작동시킨다.

[142] 다음, 방사선량 제어부(500)의 제어를 통해 환자(B)의 종양(T)을 향해 광자빔 방사선을 조사하도록 방사선 발생부(100)를 작동시킨다.

[143] 이 때, 방사선 발생부(100)로부터 발생한 광자빔 방사선이 환자(B)의 체내를 통과하면서, 전하를 가진 입자 즉, 전자들이 방출된다. 방출된 전자들은 광자빔 방사선의 고 에너지를 전달하는 역할을 한다.

[144] 한편, 방출된 전자들은 자기장 발생부(200)에 의해 체내에 형성된 자기장 영역을 통과하게 되고, 이 때 방출된 전자들은 자기장에 의한 힘 예컨대, 로렌츠의 힘(Lorentz's Force)을 받아, 자기장 영역 내에서 편향하거나 분산이 발생하게 된다.

[145] 즉, 도 5에 도시된 바와 같이, 좌측에 위치한 방사선 발생부(100)로부터 우측의 종양(T)으로 광자빔 방사선이 조사되고, 자기장이 지면의 들어가는 방향으로 작용한다고 할 때, 좌측에 위치한 방사선 발생부(100)로부터 발생한 광자(photon)가 환자(B)의 체내를 통과하면서 전자가 방출되며, 방출된 전자들은

광자와 함께 광자빔 방사선의 조사 방향을 따라 자기장 영역을 거쳐 타겟인 종양(T)으로 이동하게 된다.

- [146] 이 때, 방출된 전자들이 자기장 영역을 통과하는 도중에, 연산부의 연산에 따른 방사선량 제어부(500)의 제어에 의해 자기장 발생부(200)의 자기장 방향, 세기 및 위상을 예를 들어, 자기장이 사인파 형태의 펄스파일 경우, 방사선량 제어부(500)는 자기장의 위상을 변경할 수 있고, 사인파형에서 원하는 기준 세기 이상이 되는 구간과 광자빔 방사선이 발생시키는 2차전자의 생성 구간을 서로 일치시킬 수 있다. 조절함으로써, 이에 일부 전자들은 로렌츠의 힘에 의해 일측으로 편향되어, 적절한 방사선량에 대응하는 양의 전자가 점막(M)을 거쳐 타겟인 종양(T)에 전달되어, 종양(T)에는 적절한 방사선량이 조사된다.
- [147] 즉, 연산부의 연산을 거쳐 방사선량 제어부(500)를 통해 자기장 발생부(200)에서의 자기장의 방향, 세기 및 위상을 조절함에 따라, 도 5에 도시된 바와 같이 광자빔 방사선에 의해 방출된 전자들의 일부를 장기 내부의 빈 공간 영역 예컨대, 체강 등으로 편향시키거나 분산시키면, 종양(T)의 전방에 위치한 장기의 점막으로는 최소한의 전자들이 전달된다.
- [148] 이로써, 정상 조직에 전달되는 방사선량을 최소화하며, 적절한 방사선량을 환자(B)의 종양(T)에 전달하게 되어, 방사선의 부작용을 줄이며 치료 효과를 향상시킬 수 있다.
- [149] 한편, 자기장 영역과 점막을 거쳐 타겟인 종양(T)에 도달한 전자들은 종양(T)의 종양 세포들을 교란시키고, 이에 종양 세포들의 성장을 저해하거나 종양 세포들을 괴사시킴으로써, 종양(T)을 치료하게 된다.
- [150] 도 6a 내지 도 6d 및 도 7의 실시 예는 방사선 조사 방향과 수평한 방향으로 자기장이 생성되는 일 예에 관한 것이다. 도 6a 내지 도 6d는 본 발명의 다른 실시 예에 따른 자기장 생성 장치의 자기장 분포를 개략적으로 나타낸 단면도이다. 도 7은 도 6a 내지 도 6d의 자기장을 이용한 방사선 치료 장치에서 방사선 조사에 따른 하전 입자(예: 전자)와 자기장의 작용 관계를 설명하기 위한 개략적인 개념도이다. 도 3 및 도 4와 중복되는 설명은 생략한다.
- [151] 한편, 광자빔 방사선 조사 방향과 수평한 방향으로 자기장을 생성하는 예는 폐, 구강, 비강, 기도와 같은 저밀도 공간 내부에 위치한 종양의 치료 시에 저밀도 공간 내부에서 자기장을 형성함에 따라 저밀도 공간에서의 2차전자 분산을 억제하여 종양에 제공되는 2차전자를 증가시키고, 주변 정상조직에 도달하는 2차전자를 감소시키는 실시 예일 수 있다.
- [152] 도 6a 내지 도 6d를 참조하면, 방사선 치료 장치의 방사선 발생부(100)는 속이 빈 형상을 갖는 보어(미도시)의 외측에 배치된 구조물 내에 장착되어, 보어 내에 위치한 환자(B)의 종양(T) 부위를 향해 광자빔 방사선을 조사한다.
- [153] 여기서, 방사선 치료 장치의 방사선 발생부(100)는 MV X-ray를 발생시키는 선형가속기(LINAC, Linear Accelerator) 외에도 하전입자 자체나 하전입자에 관련된 모든 방사선(전자, 양성자, 중성자, 중입자, 등)에 해당된다. 특히,

발생되는 MV영역의 X-ray 빔의 특성상 피폭을 당하는 물질의 표면에서 콤프톤(compton) 효과에 의한 반응을 통하여 2차전자(secondary electron, 이하 '전자'라고 칭함)에 운동에너지를 전달하고, 그 전자에 의하여 방사선량을 체내에 전달한다.

- [154] 자기장 생성 장치의 자기장 발생부(200)는 보어의 외측에 배치된 또 다른 차폐 구조물 내에 장착되어, 환자(B)의 체내에 자기장 영역을 형성한다. 자기장 발생부(200)는 보어를 사이에 두고 대향 배치되며, 방사선 발생부(100)와 환자(B)의 종양(T) 부위 사이에 위치하여, 종양(T) 부위를 향해 조사되는 방사선 빔과 평행한 자기장을 형성한다.
- [155] 한편, 자기장 생성 장치의 자기장 발생부(200)는 환자(B)의 종양(T) 부위로 조사되는 방사선 빔과 평행한 자기장을 발생하도록, 복수의 자석이 동일 극성끼리 마주하도록 방사선 빔의 둘레에 상호 대향하게 배치되며, 자석은 일정 길이로 일정 길이를 가질 수 있다.
- [156] 또한, 자기장 발생부(200)는 다른 실시예로서 환자(B)의 종양(T) 부위로 조사되는 방사선 빔과 평행한 자기장을 발생하도록, 복수의 자석이 동일 극성끼리 마주하도록 방사선 빔의 둘레에 상호 대향하게 배치되며, 자석의 길이는 종양(T) 표면까지 연장되게 마련될 수 있다. 자기장 발생부(200)의 복수의 자석이 동일 극성끼리 마주하도록 방사선 빔의 둘레에 상호 대향하게 배치되는 경우, 다양한 길이를 갖는 자석이 마련될 수 있다.
- [157] 또한, 자기장 발생부(200)는 또 다른 실시예로서 헬름홀츠 코일(Helmholtz coil)의 형태로 환자(B)의 종양(T) 부위로 조사되는 방사선 빔과 평행한 자기장을 발생하도록, 코일이 권취된 복수의 자석이 반대 극성끼리 마주하도록 방사선 빔의 둘레를 감싸며, 방사선 빔의 조사방향으로 따라 간격을 두고 배치될 수 있다.
- [158] 또한, 자기장 발생부(200)는 또 다른 실시예로서 앙페르의 오른나사 법칙(Ampere's law)에 따라 환자(B)의 종양(T) 부위로 조사되는 방사선 빔과 평행한 자기장을 발생하도록, 복수의 메인 자석이 동일 극성끼리 마주하도록 방사선 빔의 둘레에 상호 대향하게 배치되고, 메인 자석의 일측에는 자기장이 방사선 빔의 조사 방향의 외측으로 자기장이 형성되도록 보조 자석을 배치하고, 메인 자석의 타측에는 자기장이 방사선 빔의 조사 방향의 내측으로 자기장이 형성되도록 보조 자석을 배치될 수 있다.
- [159] 상기 설명과 같이 자기장 발생부(200)의 자석을 배치함에 따라, 방출된 전자들은 자기장 영역을 통과하는 도중에 방사선 빔과 평행하게 형성된 자기장에 의해 나선 운동(helical motion)을 하며, 편향하거나 분산하지 않으며 방사선 빔과 함께 이동하게 된다.
- [160] 여기서, 자기장 발생부(200)는 방사선 발생부(100)와 환자(B)의 종양(T) 부위 사이의 환자(B)의 체내 일 영역에, 보다 바람직하게는 체내의 빈 공간(body cavity)이나 밀도가 작은 부위(폐)에 자기장 영역을 형성하는 것이 효과적이다.

또한, 자기장 발생부(200)는 방사선 빔 궤적의 전체 또는 부분적으로 균질 또는 비균질의 자기장 영역을 형성할 수 있다. 그리고, 자기장 발생부(200)는 전자석이나 영구자석, 또는 그 복합형을 포함할 수 있다.

- [161] 한편, 자기장의 방향의 자유도를 증대하기 위해, 자기장 발생부(200)로서 한 쌍의 자석이 보어 외측 둘레를 따라 예컨대, 보어 내에 위치한 환자(B) 주위를 따라 회전하는 것으로 한정되지 않으며, 자기장 발생부(200)는 복수의 자석이 보어 외측 둘레를 따라, 예컨대 환자(B) 주위를 따라 고정 배치되어, 방사선량 제어부(500)의 제어를 통해 복수의 자석 중 선택된 자석에 의해 자기장 영역을 형성할 수도 있다.
- [162] 자기장 생성 장치는 서로 마주보는 2개의 판형 프레임(920)을 포함할 수 있다. 각각의 판형 프레임(920) 구조는 도 3 및 도 4의 판형 프레임(900)과 동일하므로 설명은 생략한다.
- [163] 일 실시 예에서, 2개의 판형 프레임(920)이 서로 마주 보도록 배치될 수 있다. 여기서 서로 마주보는 구조는 2개의 판형 프레임(920)을 연결하는 별도의 수직 프레임이 배치될 수 있다. 물론 이외에도 다양하게 변형될 수 있고, 원형의 프레임으로도 구성될 수 있다.
- [164] 일 실시 예에서, 자기장 발생부(200)는 방사선이 조사되는 축을 기준으로 좌우 대칭 구조를 이루어 배치되는 자기장 생성 물질을 포함할 수 있고, 도 6a 내지 도 6d와 같이 자기장(MT)을 생성할 수 있다.
- [165] 예컨대, 도 6a에서 N극을 갖는 2개의 전자석(240, 250)이 상부의 판형 프레임(920)에 배치되고 S극을 갖는 2개의 전자석(210, 220)이 하부의 판형 프레임에 배치됨에 따라 자기장 발생부(200)는 서로 마주보게 되어 방사선 조사 방향(R)과 수평한 방향의 자기장(MT)이 생성될 수 있다. 여기서 자기장 발생부(200)는 전자석들(210, 220, 240, 250)의 면적과 일치되며 도 6a와 같이 2개의 유효 영역을 상부 및 하부의 판형 프레임(920) 사이에 형성할 수 있다.
- [166] 또한, 예를 들어 도 6b에서 동일한 극성을 갖는 전자석(210, 220) 2개가 배치되어 자기장 발생부(200)는 방사선 조사 방향(R)과 수평한 방향의 자기장(MT)을 생성할 수 있다. 여기서 자기장 발생부(200)는 전자석들(210, 220)이 배치된 면적보다 크면서 도 6b와 같이 2개의 유효 영역을 판형 프레임(920) 위에만 형성할 수 있다.
- [167] 또한, 예를 들어 도 6c에서 동일한 극성을 갖는 전자석(210, 220) 2개가 배치되어 자기장 발생부(200)는 방사선 조사 방향(R)과 수평한 방향의 자기장(MT)을 생성할 수 있다. 여기서 자기장 발생부(200)는 전자석들(210, 220)이 배치된 면적보다 작으면서 도 6c와 같이 2개의 유효 영역을 판형 프레임(920) 위와 아래에 형성할 수 있다.
- [168] 또한, 예를 들어 도 6d에서 N극을 갖는 2개의 전자석(240, 250)이 상부의 판형 프레임(920)에 배치되고 S극을 갖는 2개의 전자석(210, 220)이 하부의 판형 프레임에 배치됨에 따라 자기장 발생부(200)는 서로 마주보게 되어 방사선 조사

방향(R)과 수평한 방향의 자기장(MT)이 생성될 수 있다. 여기서 자기장 발생부(200)는 전자석들(210,220,240,250)의 면적보다 작으며 도 6d와 같이 2개의 유효 영역을 상부 및 하부의 판형 프레임(920) 사이에 형성할 수 있다.

[169] 일 실시 예에서, 방사선 치료 장치의 방사선량 제어부(500)는 자기장 발생부(200)의 자기장의 세기, 방향, 위상과 유효 영역을 조절하여, 방사선 발생부(100)로부터 환자(B)의 종양(T) 부위에 전달되는 종양표면선량을 제어하여, 환자(B)의 종양(T) 부위에 종양표면선량이 집중 및 강화되도록 한다. 방사선량 제어부(500)는 자기장 발생부(200)를 환자(B)의 둘레를 따라 원하는 위치로 회전시키면서 자기장의 세기, 방향, 위상과 유효 영역을 조절할 수도 있다.

[170] 일 실시 예에서, 방사선량 제어부(500)는 방사선 발생부(100)의 작동을 제어하며, 종양(T)에 전달되는 종양표면선량을 연산하는 연산부(미도시)를 더 포함할 수 있다.

[171] 일 실시 예에서, 연산부는 다음의 수학식3을 사용하여 환자(B)의 종양(T)에 전달되는 종양표면선량을 연산할 수 있다.

[172] [수식3]

$$D(x,y,z) = \iiint \text{TERMA}(x',y',z') \times \text{Kernel}(x,x',y,y',z,z') dx'dy'dz'$$

[173] 여기서, $D(x,y,z)$ 는 특정 위치 (x,y,z) 에서 흡수된 종양표면선량 값을 의미하고, $\text{TERMA}(x',y',z')$ 은 미소 체적 $dx'dy'dz'$ 에서 감쇄되어 입사한 방사선 빔의 총 에너지를 의미하며, $\text{Kernel}(x,x',y,y',z,z')$ 은 미소 체적 $dx'dy'dz'$ 에서 감쇄된 단위 에너지가 특정 위치 (x,y,z) 에서 흡수된 선량 비율을 의미한다. 이 때, 자기장 발생부(200)에 의하여 형성된 자기장이 고려된 Kernel이 사용된다.

[174] 따라서, TERMA값과 Kernel값을 전체 체적에 대하여 콘볼루션(convolution)시키면, 특정 위치 (x,y,z) 에서 흡수된 종양표면선량값을 연산할 수 있게 된다.

[175] 한편, TERMA값은 전하를 가지지 않는 x-ray의 감쇄된 총 에너지를 나타내므로 자기장과 관련이 없다.

[176] 또한, Kernel값은 주로 감쇄과정에서 발생한 전자에 의한 공간적인 선량 분포를 나타내므로 자기장에 절대적으로 영향을 받는다. 일반적으로 Kernel을 구할 때 전산모사를 통하여 구하며, 공간적으로 일정한 자기장을 전산 모사 프로그램에서 구현하여 새로운 Kernel을 구하고, 이에 다음과 같이 Kernel Deform map을 구성한다. 이를 다음의 수학식4와 같이 모델링하여 적용한다.

[177] [수식4]

$$\text{Kernel}_{\text{new}}(B,x,x',y,y',z,z') = \text{Deform_map}(\text{Kernel}(x,x',y,y',z,z'), B)$$

[178] 이로써, 연산부는 방사선량 분포의 최적화를 위한 자기장의 세기, 방향, 위상, 크기를 연산하게 된다.

[179] 한편, 연산부는 다른 실시예로서, 풀 몬테카를로 시뮬레이션 기법(Full Monte

Carlo Simulation Method)에 의해 연산할 수도 있다.

- [180] 즉, 자기장을 시뮬레이션할 수 있는 툴 킷(toolkit)을 이용하며, 각각의 입자 한 개에 대한 확률적인 몬테카를로 기법을 사용하여 히스토리를 구성하고, 히스토리들의 각각의 선량에 대한 공간적인 영향을 더하여 전체적인 선량분포를 계산하여, 특정 위치에서 흡수된 방사선량 값을 연산할 수 있다.
- [181] 따라서, 방사선량 제어부(500)는 종양표면선량을 계획하여, 연산부를 통해 이에 따른 자기장의 분포와 세기를 계산할 수 있다.
- [182] 도 7을 참조하면, 이러한 구성에 의하여, 본 발명에 따른 환부조직 치료장치(10)를 이용하여 환자(B)의 종양(T) 부위를 방사선 치료하는 과정에 대해 설명하면 다음과 같다.
- [183] 설명에 앞서, 이하에서는 일 실시예로서 도 7에 도시된 바와 같이, 도 7의 좌측에서 우측의 종양(T) 부위로 방사선이 조사되고, 자기장이 방사선 빔과 평행한 방향으로 작용하며, 방사선 발생부(100)와 종양(T) 부위 사이에는 내부 밀도가 작은 장기(폐, 구강, 기도 등)가 배치된 경우, 종양(T) 표면부위의 치료를 강화하는 것에 대해 설명한다.
- [184] 먼저, 치료하고자 하는 종양(T) 부위를 갖고 있는 환자(B)가 판형 프레임(920) 내에 누운 상태에서, 방사선량 제어부(500)의 제어를 통해 환자(B)의 체내에 자기장 영역을 형성하도록 자기장 발생부(200)를 작동시킨다.
- [185] 다음, 방사선량 제어부(500)의 제어를 통해 환자(B)의 종양(T) 부위를 향해 방사선을 조사하도록 방사선 발생부(100)를 작동시킨다.
- [186] 이 때, 방사선 발생부(100)로부터 발생한 방사선이 환자(B)의 체내를 통과하면서, 전하를 가진 입자 즉, 전자들이 방출된다. 방출된 전자들은 방사선의 고 에너지를 전달하는 역할을 한다. 여기서, 자기장 영역 형성과 방사선 조사는 동시에 행해질 수 있다.
- [187] 한편, 방출된 전자들은 자기장 발생부(200)에 의해 체내에 형성된 자기장 영역을 통과하게 되고, 방출된 전자들은 자기장 영역을 통과하는 도중에, 방사선 빔과 평행하게 형성된 자기장에 의해 나선 운동(helical motion)을 하여, 방출된 전자들은 편향하거나 분산하지 않으며, 타겟인 종양(T) 부위로 이동하게 된다.
- [188] 좀 더 구체적으로 설명하면, 방출된 전자들은 자기장에 의한 힘에 의해 나선 운동을 하면서 방사선 빔의 조사방향을 따라 이동하여, 타겟인 종양(T) 부위로 이동하게 된다.
- [189] 즉, 도 7에 도시된 바와 같이, 좌측에 위치한 방사선 발생부(100)로부터 우측의 종양(T) 부위로 방사선이 조사되고, 자기장이 방사선 빔의 조사방향을 따라 평행하게 작용한다고 할 때, 좌측에 위치한 방사선 발생부(100)로부터 발생한 방사선 광자(photon)가 환자(B)의 체내를 통과하면서 전자가 방출되며, 방출된 전자들은 광자와 함께 방사선의 조사 방향을 따라 자기장 영역을 거쳐 타겟인 종양(T) 부위로 이동하게 된다.
- [190] 이 때, 방출된 전자들이 자기장 영역을 통과하는 도중에, 연산부의 연산에 따른

방사선량 제어부(500)의 제어에 의해 자기장 발생부(200)의 자기장의 세기, 위상, 방향과 유효 영역을 조절함으로써, 이에 자기장 영역을 통과한 전자들은 방사선 빔과 함께 이동하여, 적절한 방사선량에 대응하는 양의 전자가 저밀도 공간을 거쳐 타겟인 종양(T) 부위에 전달되어, 종양(T) 표면부위에는 적절한 종양표면선량이 집중되며 조사된다.

- [191] 또한, 연산부의 연산을 거쳐 방사선량 제어부(500)를 통해 자기장 발생부(200)에서의 자기장의 세기, 방향, 위상과 유효 영역을 조절함에 따라, 도 7에 도시된 바와 같이 방사선에 의해 방출된 전자들의 일부가 장기 내부의 빈 공간 영역 등으로 편향되거나 분산되지 않으며, 종양(T) 표면에 최대한의 전자들이 전달된다.
- [192] 이로써, 방사선 산란 하전입자의 발산을 막고 산란 하전입자를 집중하여, 치료목표의 종양(T) 부위의 표면에 전달되는 방사선량을 강화하여 방사선 치료 효과를 향상시킬 수 있다. 또한, 부가적인 방사선 사용과 산란 하전입자의 발산으로 인한 주변 정상조직의 손상을 감소하여 방사선 부작용을 줄일 수 있다.
- [193] 한편, 외부 누설 자기장은 방사선 치료 장치(10)의 오작동을 일으킬 수 있고 치료에 방해가 되는 요소이므로 앞서 설명한 자기장 펄스와 방사선 펄스를 동기화하여 외부 누설 자기장을 줄이는 방법 이외에 별도의 차폐부를 방사선 치료 장치(10)에 구비하여 외부 누설 자기장을 줄이는 방법을 하기 도 8에 따라 설명하고 또 다른 예를 하기 도 9 내지 도 16을 통해 구체적으로 설명한다.
- [194] 도 8a 내지 도 8c는 본 발명의 일 실시 예에 따른 자기장 차폐부의 구성을 설명하는 도면이다.
- [195] 도 8a 내지 도 8c를 참조하면, 자기장 차폐부(50)는 환자 공간 쪽이 아닌 방사선 치료 장치(10)의 head(40)를 감싸는 형태일 수 있다. 예를 들어, 자기장 차폐부(50)는 '손가락 골무'와 같이 방사선 치료 장치(10)의 head(40) 아래와 옆을 감싸는 형태일 수 있다. 또한 자기장 차폐부(50)를 구성하는 차폐물질은 철(iron) 또는 뮤메탈(Mu-metal)일 수 있다.
- [196] 한편, 도 9 내지 도 16에서 설명하는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)는 도1에서 설명하는 동기화 제어부(700)와 방사선량 제어부(500)의 동작이 당연히 추가될 수 있다.
- [197] 최근 방사선 치료 장치(10)에는 정상 조직에 대한 방사선 조사를 최소화하면서도 종양 조직 만을 집중적으로 치료하기 위하여 다엽 콜리메이터(Multi-Leaf Collimator, MLC)를 채택하고 있는데, 이러한 다엽 콜리메이터(MLC)는 모터를 이용하여 구동되는 바 모터의 오동작을 방지하기 위해서는 모터에서의 자기장을 최대 600 가우스(Gauss, G) 이하로 억제할 수 있어야 한다.
- [198] 도 9과 도 10에서는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)의 구체적인 구성을 예시하고 있다.
- [199] 이때, 도 9에서는 자기장 발생부(200)로서 전자석(electromagnet)을 사용하는

- 경우를 예시하고 있고, 도 10에서는 자기장 발생부(200)로서 영구 자석(permanent magnet)을 사용하는 경우를 예시하고 있다.
- [200] 이하, 도 9와 도 10을 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)를 각 구성별로 나누어 보다 자세하게 살펴본다.
- [201] 먼저, 방사선 발생부(100)에서는 방사선을 피조사체(예: 환자)의 환부 조직(예: 종양 부위)로 조사하게 된다.
- [202] 보다 구체적으로, 도 9 및 도 10에서 볼 수 있는 바와 같이, 방사선 발생부(100)는, 전자빔을 생성하는 전자총(110), 전자총(110)에서 생성된 전자빔을 가속하는 선형 가속기(120), 가속된 전자빔의 방향을 틀어주는 휨 자석(bending magnet)(130), 전자빔이 충돌하면서 X선 등 방사선을 생성하는 타겟(target)(140) 및 타겟(140)에서 생성된 방사선이 조사되는 영역을 제한하는 다엽 콜리메이터(Multi-Leaf Collimator, MLC)(150)를 포함하여 구성될 수 있다. 이에 따라, 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)에서는 방사선 발생부(100)에서 생성된 방사선을 환자 등 피조사체의 환부 조직으로 조사하여 치료를 수행할 수 있게 된다.
- [203] 그런데, 방사선이 조사되는 궤적에 방사선에 민감한 부위가 있을 경우 일정 방사선량 이상이 전달될 때 부작용이 발생하게 된다. 특히, 방사선에 민감한 정상 조직과 종양 조직이 근접해 있을 경우 종양 조직에 충분한 치료 방사선 선량을 전달 할 수 없어 치료효과가 낮아 질 수 밖에 없다. 따라서, 방사선 치료 시, 파괴할 종양이 충분한 방사선을 받도록 하고, 종양을 둘러싸고 있는 정상 조직에 대한 손상을 최소화하도록 조절되어야 한다.
- [204] 이에 따라, 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)에서는, 도 9와 도 10에서 볼 수 있는 바와 같이, 자기장을 환부 조직에 형성하는 자기장 발생부(200)를 구비하고, 자기장 발생부(200)에서 자기장을 방사선이 조사되는 제1 방향과 수직한 제2 방향으로 형성하도록 함으로써, 방사선 조사에 의해 환부 조직에서 발생할 수 있는 하전 입자(예: 전자)를 제어하여 정상 조직에 대한 방사선 선량의 감소할 수 있다.
- [205] 보다 구체적으로, 도 9 및 도 10에서 볼 수 있는 바와 같이, 자기장 발생부(200)는 방사선이 조사되는 축을 기준으로 좌우 대칭 구조를 이루어 배치되는 복수의 전자석(도 9) 또는 영구 자석(도 10)을 포함하여 구성될 수 있다.
- [206] 그런데, 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)에서 자기장 발생부(200)를 사용하는 경우, 이로 인하여 발생하는 자기장이 방사선 발생부(100) 등에 영향을 주어 오동작 등을 초래하는 문제가 나타날 수 있다.
- [207] 보다 구체적으로, 자기장 발생부(200)의 다엽 콜리메이터(150)에는 모터(151)가 구비되어 방사선이 조사되는 개구의 형태로 다엽(multi-leaf)을 구동하게 되는데, 모터(151)의 경우 외부로 누설되는 자기장에 의하여 오동작 또는 동작 불능이 초래될 수 있으며, 특히 다엽(multi-leaf)이 잘못 구동되어 위치가 틀어질 경우 정상 조직에 다량의 방사선이 조사되는 위험한 상황이 초래될 수 있는 바, 다엽

콜리메이터(150)의 모터(151)의 정상 동작을 보장하기 위하여 외부 자기장이 반드시 600 가우스(Gauss, G) 이하로 조절될 수 있도록 유지하는 것이 바람직하다.

- [208] 또한, 모터(151) 이외에 전자총(110) 및 선형 가속기(120)에서도 외부 자기장에 의하여 전자빔의 경로 등이 틀어지면서 방사선 조사량 등에 차가 발생할 수 있고 나아가 빔 타겟팅(**beam targeting**)도 어려워지면서 정확한 방사선 조사 및 치료도 힘들어지는 문제가 따르게 된다.
- [209] 이에 따라, 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)에서는, 도 9 및 도 10에서 볼 수 있는 바와 같이, 자기장 발생부(200)를 내부 영역에 배치하여 외부 영역으로 누설되는 자기장을 감쇠시키는 자기장 차폐부(300)를 구비하여, 자기장 발생부(200)에서 발생하는 자기장이 방사선 발생부(100) 등에 영향을 주어 나타날 수 있는 오동작 등을 방지하게 된다.
- [210] 이때, 자기장 차폐부(300)는 철(**iron**) 또는 뮤메탈(**Mu-metal**) 등의 자상체(**magnetic material**)로 이루어지는 원통형의 형태로 구성되는 것이 바람직하며, 이에 따라 자기장 발생부(200)로부터 형성되는 자기장에 대하여 루프(**loop**) 형상의 자기 회로 구조를 이룸과 동시에, 외부 영역으로 누설되는 자기장을 감쇠시키도록 할 수 있게 된다.
- [211] 이어서, 도 11과 도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)의 외부 영역에서의 자기장 분포를 예시하고 있다.
- [212] 먼저, 도 11에서는 전자석을 사용하는 자기장 발생부(200)를 구비하는 방사선 치료 장치(10)의 외부 영역에서의 자기장 분포를 예시하고 있다.
- [213] 이때, 도 11(a)에서는 자기장 차폐부(300)를 구비하지 않는 경우를 예시하고 있는데, 도 11(a)에서 볼 수 있는 바와 같이 모터(151)에서의 외부 자기장 세기가 500 가우스(G)로 모터(151)의 정상 동작 조건(600 가우스(G) 이하)에는 만족하나 경제치에 가까워 오동작이 유발될 가능성을 배제하기 어려운 상황을 나타낸다.
- [214] 반면, 도 11(b)에서는 자기장 차폐부(300)를 구비하는 경우를 예시하고 있는데, 도 11(b)에서 볼 수 있는 바와 같이 모터(151)에서의 외부 자기장 세기가 70 가우스(G)로 모터(151)의 정상 동작 조건(600 가우스(G) 이하)을 충분히 만족할 수 있음을 확인할 수 있으며, 나아가 환부 조직에 대응하는 중심 영역에서의 자기장도 2320 가우스(G)로 강화된 것을 알 수 있다(도 11(a)에서는 2100 가우스(G)).
- [215] 또한, 도 11(c)에서는 자기장 차폐부(300)와 함께 자기장 집속부(400)도 구비하는 경우를 예시하고 있다. 도 11(c)에서 볼 수 있는 바와 같이 자기장 집속부(400)를 구비함으로써 환부 조직에 대응하는 중심 영역에서의 자기장을 집속시켜 2670 가우스(G)까지 강화되었으며, 이때 모터(151)에서의 외부 자기장 세기도 200 가우스(G)로 정상 동작 조건을 충분히 만족할 수 있음을 확인할 수 있다.
- [216] 또한, 도 12에서는 영구 자석을 사용하는 자기장 발생부(200)를 구비하는

- 방사선 치료 장치(10)의 외부 영역에서의 자기장 분포를 예시하고 있다.
- [217] 먼저, 도 12(a)에서는 자기장 차폐부(300)를 구비하지 않는 경우를 예시하고 있는데, 도 12(a)에서 볼 수 있는 바와 같이 모터(151)에서의 외부 자기장 세기가 1000 가우스(G)로 모터(151)의 정상 동작 조건(600 가우스(G) 이하)을 벗어나고 있어 오동작이 유발될 가능성을 매우 높은 상황임을 알 수 있다.
- [218] 반면, 도 12(b)에서는 자기장 차폐부(300)를 구비하는 경우를 예시하고 있는데, 도 12(b)에서 볼 수 있는 바와 같이 모터(151)에서의 외부 자기장 세기가 250 가우스(G)로 모터(151)의 정상 동작 조건(600 가우스(G) 이하)을 충분히 만족할 수 있음을 확인할 수 있으며, 나아가 환부 조직에 대응하는 중심 영역에서의 자기장도 2460 가우스(G)로 강화된 것을 알 수 있다(도 12(a)에서는 2090 가우스(G)).
- [219] 또한, 도 12(c)에서는 자기장 차폐부(300)와 함께 자기장 발생부(200)에 할바흐 자석(210)을 구비하여 할바흐 배열(Halbach array) 구조를 이루는 경우를 예시하고 있다. 도 12(c)에서 볼 수 있는 바와 같이 상기 자기장 발생부(200)에 할바흐 자석(210)을 구비하여 할바흐 배열(Halbach array) 구조를 이루도록 함으로써 환부 조직에 대응하는 중심 영역에서의 자기장을 2890 가우스(G)까지 강화하면서도, 모터(151)에서의 외부 자기장 세기도 120 가우스(G)로 더욱 개선할 수 있음을 확인할 수 있다.
- [220] 또한, 도 13는 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)의 내부 영역에서의 자기장 분포를 설명하고 있다.
- [221] 보다 구체적으로, 도 13(a)에서는 전자석을 사용하여 자기장 발생부(200)를 구성하는 경우를 예시하고 있고, 도 13(b)에서는 영구 자석을 사용하여 자기장 발생부(200)를 구성하는 경우를 예시하고 있다.
- [222] 도 13에서 볼 수 있는 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)에서는 자기장 차폐부(300)의 내부 영역에 자기장 발생부(200)가 구비되어 방사선 발생부(100)에서 조사되는 방사선의 방향과 수직한 방향으로 자기장이 형성되게 된다.
- [223] 이때, 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)에서, 자기장 차폐부(300)는 원통형의 자상체(magnetic material)를 구비하여 구성되어, 자기장 발생부(200)로부터 형성되는 자기장에 대한 자기 회로 구조를 이룸과 동시에, 외부 영역으로 누설되는 자기장을 감쇠시킬 수 있게 된다.
- [224] 또한, 자기장 집속부(400)는 자기장 차폐부(300)의 내부 영역의 양측 종단에 구비되어 상기 내부 영역의 자기장을 집속(focusing)시켜 환부 조직에 형성되는 자기장의 세기를 증가시킬 수 있게 된다.
- [225] 나아가, 도 13에서 볼 수 있는 바와 같이, 자기장 집속부(400)는 자기장 발생부(200)의 측부에 위치하는 제1 외경의 외측부(410)와, 자기장 발생부(200)의 내부에 위치하는 제2 외경의 내측부(420)를 포함하여 구성될 수 있으며, 이때 제1 외경은 제2 외경보다 큰 값을 가지면서 상기 자기장

- 발생부(200)의 형상에 대응하는 형상을 이루어 체결되는 구조를 이룰 수 있다.
- [226] 또한, 자기장 발생부(200)는 상기 방사선이 조사되는 축을 기준으로 좌우 대칭 구조를 이루어 배치되는 복수의 전자석 또는 영구 자석을 포함하여 구성될 수 있다.
- [227] 나아가, 도 13(b)에서 볼 수 있는 바와 같이, 자기장 발생부(200)는 영구 자석을 이용하여 구성될 수 있으며, 이때 자기장 발생부(200)는 좌우 대칭 구조를 이루어 배치되는 복수의 자석 사이에 영구 자석이 추가 배치되어 할바흐 배열(Halbach array) 구조를 이루도록 할 수도 있다.
- [228] 나아가, 자기장 발생부(200)에서는 좌우 대칭 구조를 이루어 배치되는 복수의 자석 사이에 중심 자기장 방향과 반대의 자기장 방향을 가지는 영구 자석을 추가 배치함으로써 자기장 세기 및 외부 누설 자기장 등의 특성을 더욱 개선할 수도 있다.
- [229] 또한, 도 14에서는 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)의 자기장 차폐부(300)의 구성을 예시하고 있다.
- [230] 먼저, 도 14(a)에서 볼 수 있는 바와 같이, 자기장 차폐부(300)는 방사선이 조사되는 축을 기준으로 좌우로 배치되는 두 개의 원통형 자성체(310, 320)를 포함하여 구성될 수 있으며(=분리형 차폐 구조), 이때 방사선 발생부(100)는 두 개의 원통형 자성체(310, 320) 사이를 통해 방사선을 환부 조직으로 조사할 수 있게 된다.
- [231] 또한, 도 14(b)에서 볼 수 있는 바와 같이, 자기장 차폐부(300)는 방사선이 투과할 수 있는 제1 개구 구조(330)를 구비하는 원통형 자성체를 포함하여 구성될 수 있으며(=일체형 차폐 구조), 이때 방사선 발생부(100)는 제1 개구 구조를 통해 방사선을 환부 조직으로 조사할 수 있게 된다. 이때, 자기장 차폐부(300)는 방사선이 상기 제1 개구 구조(310)를 통해 조사될 수 있도록 방사선 발생부(100)와 연동하여 구동되는 것이 바람직하다. 나아가, 자기장 차폐부(300)에는 환부 조직을 모니터링 하기 위한 방사선 빔을 조사하는 제2 개구 구조(340)가 구비되는 것이 더욱 바람직하다.
- [232] 또한, 도 15과 도 16에서는 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)의 자기장 차폐부(300)의 종류에 따른 자기장 분포를 예시하고 있다.
- [233] 먼저, 도 15(a)에서는 도 14(a)의 분리형 차폐 구조를 가지는 자기장 차폐부(300)를 구비하는 경우의 자기장 분포를 도시하고 있다. 도 15(a)에서 볼 수 있는 바와 같이, 모터(151)에서의 외부 자기장이 450 가우스(G)에 근접하는 높은 값을 가지는 것을 알 수 있다.
- [234] 또한, 도 15(b)에서는 도 14(b)의 일체형 차폐 구조를 가지는 자기장 차폐부(300)를 구비하는 경우의 자기장 분포를 도시하고 있다. 도 15(b)에서 볼 수 있는 바와 같이, 모터(151)에서의 외부 자기장이 300 가우스(G)에 근접하는 값을 가지는 것을 알 수 있다.
- [235] 나아가, 도 15(c)에서는 도 14(b)의 일체형 차폐 구조를 가지는 자기장

차폐부(300)와 함께 할바흐 자석(210)을 가지는 자기장 발생부(200)를 구비하는 경우의 자기장 분포를 도시하고 있다. 도 15(c)에서 볼 수 있는 바와 같이, 모터(151)에서의 외부 자기장이 100 가우스(G) 정도에 그치는 것을 확인할 수 있다.

- [236] 보다 구체적으로 도 16에서는 위 도 15(a) 내지 도 15(c)의 경우에 대하여 각도에 따른 모터(151) 위치에서의 자기장 분포를 그래프로 표시하고 있다. 도 16에서 볼 수 있는 바와 같이, 분리형 차폐 구조를 가지는 자기장 차폐부(300)를 구비하는 경우(도 16의 (A))에는 약 0.041 테슬라(T)에서 0.045 테슬라(T)에 근접하는 범위의 자기장을 가질 수 있음을 알 수 있고, 일체형 차폐 구조를 가지는 자기장 차폐부(300)를 구비하는 경우(도 16의 (B))에는 약 0.026 테슬라(T)에서 0.028 테슬라(T) 범위의 자기장을 가질 수 있음을 알 수 있다.
- [237] 특히, 일체형 차폐 구조를 가지는 자기장 차폐부(300)와 함께 할바흐 자석(210)을 가지는 자기장 발생부(200)를 구비하는 경우(도 16의 (C))에는 약 0.01 테슬라(T) 정도의 자기장을 나타내는 바, 자기장 발생부(200)에 의한 외부 자기장을 억제하여 전자총(110), 선형 가속기(120), 모터(151) 등의 오동작 등을 효과적으로 방지할 수 있음을 알 수 있다.
- [238] 이에 따라, 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 방사선 치료 장치(10)에서는, 자기장 발생부(200)에서 자기장을 방사선의 조사 방향과 수직한 방향으로 환부 조직에 형성되도록 하면서, 상기 자기장 발생부(200)를 자기장 차폐부(300) 내부 영역에 배치하여 외부 영역으로 누설되는 자기장을 감쇠시킴으로써, 방사선 조사에 의해 환부 조직에서 발생할 수 있는 하전 입자에 의한 방사선 선량의 감소를 방지하면서 나아가 자기장의 누설에 의해 나타날 수 있는 오동작을 효과적으로 억제할 수 있게 된다.
- [239] 본 발명의 일 실시예에 따른 광자빔 방사선을 이용하여 피조사체의 환부 조직을 치료하는 방사선 치료 장치와 연동되는 자기장 생성 장치는, 상기 피조사체의 내부에 자기장을 형성하는 자기장 발생부; 및 상기 광자빔 방사선에 대응하는 방사선 펄스와 상기 자기장에 대응하는 자기장 펄스를 동기화시키는 동기화 제어부;를 포함할 수 있다.
- [240] 다양한 실시 예에 따르면, 상기 동기화 제어부는 상기 방사선 치료 장치의 방사선량 제어부와 연동되며, 상기 동기화 제어부는 상기 방사선량 제어부로부터 광자빔 방사선의 출력 주기를 수신하고, 상기 광자빔 방사선의 출력 주기와 자기장의 출력 주기를 동기화시킬 수 있다.
- [241] 다양한 실시 예에 따르면, 상기 광자빔 방사선을 검출하는 펄스 검출부;를 더 포함하고, 상기 동기화 제어부는 상기 검출한 광자빔 방사선을 분석하여 광자빔 방사선의 출력 주기를 획득할 수 있다.
- [242] 다양한 실시 예에 따르면, 상기 동기화 제어부는 상기 자기장이 목표 값에 도달한 이후에 상기 광자빔 방사선 조사로 인하여 발생하는 2차전자 생성 구간이 자기장 생성 시간 범위에 포함되도록 상기 자기장 생성 범위를 설정할 수

있다.

- [243] 다양한 실시 예에 따르면, 상기 동기화 제어부는 상기 자기장이 목표 값에 도달할 때까지 소요되는 딜레이 시간을 고려하여 자기장 생성 시간 범위를 설정할 수 있다.
- [244] 다양한 실시 예에 따르면, 상기 피조사체의 상기 내부에 상기 환부 조직, 정상 조직 및 저밀도 공간이 위치하며, 상기 저밀도 공간은 상기 환부 조직 또는 상기 정상 조직 중 적어도 하나와 인접하고, 상기 자기장 발생부는 상기 저밀도 공간에 자기장을 형성할 수 있다.
- [245] 다양한 실시 예에 따르면, 상기 자기장 발생부는 전자석, 영구자석 또는 그 복합형을 포함하고, 상기 자기장 발생부는 상기 피조사체 주위를 따라 회전하거나, 또는 상기 피조사체 주위를 따라 고정 또는 유동형으로 배치될 수 있다.
- [246] 다양한 실시 예에 따르면, 상기 자기장 발생부는 상기 방사선이 조사되는 축을 기준으로 좌우 대칭 구조를 이루어 배치되는 복수의 전자석, 영구 자석 또는 그 복합형을 포함할 수 있다.
- [247] 다양한 실시 예에 따르면, 상기 피조사체가 안착되며 상기 전자석, 상기 영구자석 또는 상기 복합형이 배치되는 판형 프레임;을 더 포함하고, 상기 판형 프레임은 상기 전자석, 상기 영구자석 또는 상기 복합형이 이동하는 공간을 구비할 수 있다.
- [248] 본 발명의 일 실시예에 따른 방사선 치료 장치는 제1 항의 자기장 생성 장치와 연동되며, 상기 피조사체의 상기 환부 조직으로 방사선을 조사하는 방사선 발생부를 포함할 수 있다.
- [249] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 생성 장치는
- [250] 광자빔 방사선을 이용하여 피조사체의 환부 조직을 치료하는 방사선 치료 장치와 연동되는 자기장 생성 장치에 있어서,
- [251] 상기 피조사체의 내부에 자기장을 형성하는 자기장 발생부; 및
- [252] 상기 광자빔 방사선에 대응하는 방사선 펄스와 상기 자기장에 대응하는 자기장 펄스를 동기화시키는 동기화 제어부;를 포함할 수 있다.
- [253] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 생성 장치는, 제1 항에 있어서, 상기 동기화 제어부는 상기 방사선 치료 장치의 방사선량 제어부와 연동되며,
- [254] 상기 동기화 제어부는 상기 방사선량 제어부로부터 광자빔 방사선의 출력 주기를 수신하고, 상기 광자빔 방사선의 출력 주기와 자기장의 출력 주기를 동기화시키는 것을 특징으로 한다.
- [255] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 생성 장치는, 상기 광자빔 방사선을 검출하는 펄스 검출부;를 더 포함하고,
- [256] 상기 동기화 제어부는 상기 검출한 광자빔 방사선을 분석하여 광자빔 방사선의 출력 주기를 획득하는 것을 특징으로 한다.
- [257] 상기 동기화 제어부는 상기 자기장이 목표 값에 도달한 이후에 상기 광자빔

- 방사선 조사로 인하여 발생하는 2차전자 생성 구간이 자기장 생성 시간 범위에 포함되도록 상기 자기장 생성 범위를 설정하는 것을 특징으로 한다.
- [258] 상기 동기화 제어부는 상기 자기장이 목표 값에 도달할 때까지 소요되는 딜레이 시간을 고려하여 자기장 생성 시간 범위를 설정하는 것을 특징으로 한다.
- [259] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 생성 장치는, 상기 피조사체의 상기 내부에 상기 환부 조직, 정상 조직 및 저밀도 공간이 위치하며, 상기 저밀도 공간은 상기 환부 조직 또는 상기 정상 조직 중 적어도 하나와 인접하고,
- [260] 상기 자기장 발생부는 상기 저밀도 공간에 자기장을 형성하는 것을 특징으로 한다.
- [261] 본 발명의 일 실시예에 따른 상기 자기장 발생부는 전자석, 영구자석 또는 그 복합형을 포함하고,
- [262] 상기 자기장 발생부는 상기 피조사체 주위를 따라 회전하거나, 또는 상기 피조사체 주위를 따라 고정 또는 유동형으로 배치되는 것을 특징으로 한다.
- [263] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 생성 장치는, 상기 자기장 발생부는 상기 방사선이 조사되는 축을 기준으로 좌우 대칭 구조를 이루어 배치되는 복수의 전자석, 영구 자석 또는 그 복합형을 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [264] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 생성 장치는, 상기 피조사체가 안착되며 상기 전자석, 상기 영구자석 또는 상기 복합형이 배치되는 판형 프레임;을 더 포함하고, 상기 판형 프레임은 상기 전자석, 상기 영구자석 또는 상기 복합형이 이동하는 공간을 구비하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [265] 도17는 본 발명의 일 실시예에 따른 2차 전자의 단위 면적당 도달 밀도에 기초하여 방사선 및 자기장 생성 장치가 동작하는 것을 설명하기 위한 도면이다.
- [266] 도17를 참고하면, 동기화 제어부는 피조사체에 도달하는 2차 전자(17e)의 단위 면적당 도달 밀도가 미리 결정된 값 미만이 되도록 광자빔 방사선 형성을 제어할 수 있다.
- [267] 한편 본 발명의 일 실시예에 따르면 자기장 발생부는 체내에 삽입되도록 마련되고, 저밀도 공간을 형성하는 삽입 구조체를 포함할 수 있다.
- [268] 이러한 삽입 구조체의 형태는 광자빔 방사선이 조사된 영역과 환부의 위치 관계 기초로 미리 결정될 수 있다.
- [269] 즉 사용자는 광자빔 방사선을 조사하는 경우에 광자빔 방사선이 조사되는 영역과 환부의 위치를 미리 결정하고 환부 주변에 정상조직에 2차 전자가 적게 도달하여 정상 조직의 손상을 방지할 수 있도록 저밀도 공간의 형성을 산출할 수 있다.
- [270] 한편 삽입 구조체는 이러한 저밀도 공간의 형태와 대응되도록 생성될 수 있다.
- [271] 또한 삽입 구조체는, 상술한 형태 구현을 위하여 벌룬(balloon) 구조체로 마련될 수 있다. 삽입 구조체에 구체적인 설명은 아래에서 설명한다.
- [272] 한편 동기화 제어부는 광자빔 방사선이 조사된 영역과 환부(T)의 위치 관계를 기초로 2차 전자 중 적어도 일부가 정상 조직(N) 이외의 저밀도 공간공간(L)으로

이동하도록 자기장의 형성을 제어할 수 있다.

[273] 도17에서도 이와 같이 발생한 2차 전자가 정상 조직(N)이외의 저밀도 공간으로 이동하는 것을 나타내고 있다.

[274] 이러한 동작을 통하여 동기화 제어부는 2차 전자가, 환부 조직(T)과 인접한 정상 조직(N)을 회피하여 이동되도록 제어할 수 있다.

[275] 도17에서는 본 발명의 일 실시예에 따라 반지름이 R인 저밀도 공간(L)을 형성하는 구형의 피조사체(B)를 나타내고 있다.

[276] 한편 도17와 같은 상황에서 방사선 발생부가 생성한 광자빔 방사선과 전자의 경로 변경에 대한 관계는 하기의 수학식5로 표현될 수 있다.

[277] [수식5]

$$R = \frac{E \cdot m}{\sqrt{2} \cdot q \cdot B \sin \theta}$$

[278] 수학식5를 참고하면, R은 상술한 저밀도 공간(L)의 반지름의 길이, 즉 2차 전자의 이동방향과 수직 방향인 이동거리를 의미하고 E는 방사선 발생부에서 방사선을 공급하여 발생한 2차 전자의 초기 운동 에너지를 의미하고, q는 전자의 전하량을 의미하고 B는 자기장 발생부가 생성한 자기장의 크기를 의미하고, m은 전자의 질량을 의미한다. θ는 전자의 진행 방향과 자기장이 이루는 각도를 의미할 수 있다.

[279] 상술한 바와 같이 방사선 발생 장치는 각 피조사체에 대한 식별 정보를 저장할 수 있다. 한편, 식별 정보에는 피조사체의 크기 정보가 포함될 수 있다.

[280] 이 때, 동기화 제어부는 저밀도 공간(L)의 크기를 알고 있으므로 이를 기초로 환부 이외의 정상 조직(N)에 방사선의 영향을 최소화하도록 에너지를 가하여 2차 전자(17e)를 생성할 수 있다.

[281] 본 실시예에서는 피조사체(B)가 구형으로 마련된 것을 나타내고 있으나 피조사체(B)에 형태에는 제한이 없다.

[282] 한편 동기화 제어부는 피조사체의 이미지를 획득하거나 미리 결정된 식별 정보로부터 피조사체의 부피 및 겉넓이를 획득할 수 있다.

[283] 이때 저밀도 공간(L)은 후술하는 바와 같이 자기장 발생부에 포함된 삽입 구조체에 의하여 형성될 수 있다.

[284] 삽입 구조체는 별론 형태의 구조체로 마련되어 체내에 삽입되어 저밀도 공간(L)을 형성할 수 있다.

[285] 도17에서는 이러한 삽입 구조체가 반지름이 R인 구형의 공간(L)을 형성한 것을 나타내었으나 삽입 구조체가 형성하는 형태에는 그제한이 없다.

[286] 동기화 제어부는 광자빔 방사선으로 형성되는 2차 전자(17e)에 자기장을 제어하여 2차 전자의 경로를 변경하고 경로를 변경한 2차 전자(17e)가 저밀도 공간(L)의 일면에 도달하는 양을 계산할 수 있다.

[287] 따라서 동기화 제어부는 저밀도 공간의 면적과 저밀도 공간의 일면에 도달하는

2차 전자의 양을 이용하여 하기의 수학식을 기초로 2차 전자의 단위 면적당 도달 밀도를 계산할 수 있다.

[288] [수식6]

$$D = \frac{C}{S}$$

[289] 수학식6을 참고하면 S는 저밀도 공간의 일부의 단위 면적(17S)을 의미할 수 있고, D는 2차 전자의 도달 밀도를 의미할 수 있으며, C는 해당 단위 면적에 도달하는 2차 전자의 개수를 의미할 수 있다.

[290] 한편 동기화 제어부는 상술한 수학식6을 기초로 결정된 2차 전자의 정상 조직의 도달 밀도가 특정 값을 초과하면 환부의 방사선 조사 이외에 정상조직에 해가 될 수 있다.

[291] 동기화 제어부는 특정 면적에 도달하는 2차 전자(17e)의 밀도가 특정 값 미만이 될 수 있도록 자기장을 형성할 수 있다.

[292] 이러한 동작을 기초로 동기화 제어부는 환부 이외의 정상조직(N)의 손상을 최소화할 수 있다.

[293] 동기화 제어부는, 환부(T)에 도달하는 2차 전자(17e)의 단위 면적당 도달 밀도가 미리 결정된 값을 초과하지 않도록 광자빔 방사선(17u)의 형성을 제어할 수 있다.

[294] 상술한 바와 같이 광자빔 방사선(17u)이 피조사체(B)에 조사되면 해당 위치에서 2차 전자가 발생된다. 한편 광자빔 방사선(17u)이 환부 주변의 피조사체(B)에 도달하기 위해서는 환부(T) 주변 이외의 정상조직(N)에도 광자빔 방사선(17U)이 도달할 수 있다.

[295] 이곳에서도 2차 전자가 생성될 수 있으며, 환부 주변 이외에서 발생하는 2차 전자(17e)는 환부(T)의 치료에 직접적으로 이용되지 않는다.

[296] 다만, 광자빔 방사선(17U)이 환부(T) 주변의 피조사체(B)에 도달하게 되면 2차 전자가 형성되어 환부(T)에 전달될 수 있다.

[297] 다만 환부의 제거 및 치료를 위해서는 특정량 이상의 2차 전자가 발생되어 환부(T)에 전달되어야 하므로 동기화 제어부는 방사선 발생부를 제어하여 환부(T) 영역의 피조사체에 광자빔 방사선(17u)이 도달하면서 정상 조직(N)에 영향이 적도록 방사선(17u)의 생성을 제어할 수 있다.

[298] 한편 도17에서 제시한 피조사체(B)의 형태나 2차 전자의 경로 등은 본 발명의 동작을 설명하기 위한 일 실시예에 불과하며 피조사체(B)의 형태, 2차 전자(17e)의 경로 및 2차 전자(17e)에 적용되는 자기장의 형태에는 그 제한이 없다.

[299] 도18a는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 생성부를 구성하는 회로도도를 나타낸 도면이고, 도 18b는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 생성부의 구성을 나타낸 블록도이다.

- [300] 도18a와 도18b를 함께 참고하면, 자기장 발생부는, 적어도 하나의 코일(L,L1,L2,L3,Ln) 및 커패시터 소자(C1,C2,C3,Cn)를 포함할 수 있다.
- [301] 또한 자기장 발생부는 커패시터(C1,C2,C3,Cn)와 코일(L,L1,L2,L3,Ln)을 연결하거나 차단하는 스위치 소자(sw1, sw2, sw3, swn)를 더 포함할 수 있다.
- [302] 한편 본 발명에서는 큰 전력 소모와 발열 및 누설 자기장의 위험을 방지하기 위하여 펄스형 전자석을 이용할 수 있다. 따라서 도18a 및 도18b에서 제시한 구성에서는 펄스형 자기장의 구동을 위한 펄스 전원이 공급될 수 있다.
- [303] 이때 동기화 제어부는, 자기장 발생부에서 발생하는 발열량이 미리 결정된 값 이하인 상태에서 자기장을 형성하도록 펄스 전원을 자기장 발생부에 공급하도록 제어할 수 있다.
- [304] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 발생부는 짧은 펄스를 위해 작은 코일(L, L1, L2, L3, Ln)여러개 가 조합된 전자석으로 형성될 수 있다.
- [305] 또한 펄스형으로 동작하는 자기장 발생부에는 짧은 시간에 많은 전류를 출력하기 위한 커패시터(C1, C2,C3,Cn)가 마련될 수 있다.
- [306] 한편 동기화 제어부는, 광자빔 방사선이 조사된 영역과 환부의 위치 관계를 기초로 코일(L, L1, L2, L3, Ln)에 공급되는 전류를 제어하여 자기장을 형성할 수 있다.
- [307] 이 때 동기화 제어부는 스위치 소자(sw1, sw2, sw3, swn) 및 공급되는 전원(P)을 제어하여 코일(L, L1, L2, L3, Ln)에 전달되는 전류를 제어할 수 있다.
- [308] 한편 자기장 발생부가 카테터 형태로 마련되는 경우에는 상술한 코일(L, L1, L2, L3, Ln)이 체내에 삽입되는 영역에 마련될 수 있는데 이와 관련된 자세한 설명은 후술한다.
- [309] 한편 도18a 및 도18b에 제시된 자기장 발생부의 회로도 및 블록도는 본 발명의 일 실시예에 불과하며 코일(L,L1,L2,L3,Ln), 스위치(sw1, sw2, sw3, swn) 및 커패시터(C1,C2,C3,Cn)가 포함된 모듈이라면 자기장 발생부의 구성에는 그 제한이 없다.
- [310] 도 19a 및 도 19b는 별론 형태의 삽입 구조체에 코일이 마련된 형태를 설명하기 위한 도면이다.
- [311] 도19a는 삽입 구조체(19CA)가 체내에 삽입된 측면의 형태를 나타낸 도면이고 도19b는 삽입 구조체(19CA)가 체내에 삽입된 전면의 형태를 나타낸 도면이다.
- [312] 한편 자기장 발생부는, 체내에 삽입되도록 마련되는 삽입 구조체에 대응되는 제1영역과 그 외의 영역으로 마련되는 제2영역을 포함할 수 있다.
- [313] 한편 상술한 바와 같이 자기장 발생부를 구성하는 코일(19I)은 도19a 및 도19b에 제시된 바와 같이 삽입 구조체 상의 제1영역에 마련될 수 있다.
- [314] 구체적으로 코일(19I)은 별론 형태의 별도의 삽입 구조체의 제1영역에 마련될 수 있으며 도면에 나타지는 않았으나 자기장 발생부를 구성하는 커패시터와 스위치는 제1영역 이외의 영역, 즉 제2영역에 마련될 수 있다.
- [315] 이하에서는 별론(balloon) 형태의 삽입 구조체에 자기장 생성부가 마련된

경우의 2차 전자의 경로 변경 및 자기장 생성에 대하여 상세하게 설명하도록 한다.

- [316] 도20a 및 도20b는 별론 형태의 삽입 구조체에서 2차 전자와 자기장 간의 상호 작용을 설명하기 위한 도면이다.
- [317] 도20a 및 도20b를 참고하면 피조사체 상에 삽입 구조체(20CA)가 마련되고 삽입 구조체(20CA)는 별론 형태로 마련되어 피조사체 상의 저밀도 공간을 형성할 수 있다.
- [318] 코일(20I)에 전류가 가해지면 자기장(20B)이 형성될 수 있다.
- [319] 도20b에서는 자기장(20B)의 방향이 전면에서 후면으로 향하는 방향으로 형성될 수 있다.
- [320] 한편 동기화 제어부는 자기장(20B)에 대응되는 자기력선과 광자빔 방사선의 조사 방향이 이루는 각도가 미리 결정된 각도를 초과하도록 자기장의 형성을 제어할 수 있다.
- [321] 자기장의 방향과 2차 전자(20E)가 형성하는 전류의 방향이 실질적으로 직각을 형성하는 경우 2차 전자(20E)에 가해지는 전자기력이 최대가 될 수 있다.
- [322] 따라서 동기화 제어부는, 자기장(20B)에 대응되는 자기력선과 광자빔 방사선의 조사 방향이 이루는 각도가 직교되도록 자기장 생성부에 포함된 코일의 위치 또는 피조사체의 위치를 변경할 수 있다.
- [323] 한편 도 20a에 나타난 바와 같이 2차 전자(20E)는 자기장의 영향으로 진행 방향을 우회할 수 있다.
- [324] 이때 점막 조직과 같은 정상 조직의 피조사체에 2차 전자(20E)가 도달하여 조직이 손상되는 것을 방지할 수 있다.
- [325] 반면 자기장 발생부에서 발생한 광자빔 방사선이 정상 조직에 도달하여 해당 위치에서 2차 전자(20E)가 발생할 수 있으며 2차 전자(20E)는 환부에 도달하여 치료가 수행될 수 있다.
- [326] 이 때 다른 피조사체의 영역에서 발생한 2차 전자(20E)는 자기장(20B)에 의하여 우회되어 환부 주변의 정상 조직에 도달하지 않아 정상 조직이 보호될 수 있다.
- [327] 도21은 본 발명의 일 실시예에 따른 별론 형태의 별도의 장치에 가이드부가 마련된 것을 나타낸 도면이다.
- [328] 도21을 참고하면 삽입 구조체가 카테터 형태로 마련된 경우로, 이 경우 삽입 구조체는 카테터 안에 카테터를 지지하는 가이드부(21G)가 마련되고, 광선빔 방사선이 가이드부(21G)에 도달하여 2차 전자(21E)를 생성하는 것을 나타내고 있다.
- [329] 가이드부(21G)에서 생성된 2차 전자(21E)는 경로를 우회하는데 거리가 짧아 도20a와 달리 일부 2차 전자(21E)가 정상 조직에 도달할 수 있다.
- [330] 도20a와 달리 2차 전자가 정상 조직(N)에 일부 도달하여 도20a보다 정상 조직의 손상이 증가될 수 있다.

- [331] 즉 도21과 같은 경우 가이드부에서 2차 전자가 새롭게 발생할 수 있는데, 이 위치에서 발생한 2차 전자는 정상 조직(N)에 도달하여 정상조직을 손상시킬 수 있다. 다만 이때도 종양(T)에 도달하는 2차 전자의 양은 동일하다.
- [332] 따라서 사용자는 정상조직(N)의 손상을 방지하기 위해서 사용자는 가이드부(21G)가 존재하지 않는 카테터(21CA)를 이용하는 것이 바람직할 수 있다.
- [333] 한편 도20a, 20b 및 도21에서 설명한 삽입 구조체의 구성은 본 발명의 일 실시예에 불과하며 삽입 구조체의 형태 및 카테터를 이루는 구성에는 제한이 없다.
- [334] 도22a 및 도22b는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 발생 장치에 마련된 자기장 발생부와 별론 형태의 삽입 구조체(22CA)에 마련된 코일(200-1)의 상호 작용을 설명하기 위한 도면이다.
- [335] 도22a 및 도22b를 참고하면 자기장 발생부(200-2)는 카테터 이외에 자기장 생성 장치 자체(200-2)에도 마련되어 자기장을 형성할 수 있다.
- [336] 즉 동기화 제어부는 삽입 구조체 자체에 마련된 코일(200-1)에 전류를 공급하여 자기장을 형성하거나, 자기장 발생 장치(200-2)에서 생성되는 자기장을 이용하여 피조사체에서 발생하는 2차 전자의 경로를 우회할 수 있다.
- [337] 도22a 및 도22b에서는 삽입 구조체(22CA)에 마련된 코일(200-1)은 전자석 형태로 마련되어 자기장의 형성되고 자기장 생성 장치에 마련된 영구 자석(200-2)이 자기장을 형성하여 피조사체의 2차 전자의 경로를 제어할 수 있는 구성을 나타내고 있다.
- [338] 도22a에서 나타난 바와 같이 자기장 발생 장치의 자석(200-2)으로 형성되는 자기장은 삽입 구조체에 마련된 코일(200-1)로 형성된 자기장과 같은 방향으로 형성될 수 있다. 따라서 코일(200-1)에서 생성된 자기장과 자기장 발생 장치의 자석(200-2)에서 발생한 자기장은 중첩되어 2차 전자의 경로를 변경할 수 있다.
- [339] 도23a 및 도23b는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기장 발생 장치에 마련된 자기장 발생부가 코일의 집합(200N, 200S)으로 형성된 것을 나타낸 도면이다.
- [340] 자기장 발생 장치에 마련된 자석은 도22a 및 도22b와 같이 영구 자석으로 마련될 수도 있으나, 도23a 및 도23b와 같이 코일(200N, 200S)로 형성된 전자석으로 마련될 수 있다. 이 경우 동기화 제어부는 삽입 구조체에 마련된 코일에 전류를 전달하는 것과 별개로 자기장 생성 장치에 전류를 공급하여 자기장을 형성할 수 있다.
- [341] 도23a 및 도23b와 같이 코일의 집합을 이용하여 전자석이 형성된 경우, 한 코일의 집합(200N)은 자석의 N극을 형성할 수 있고, 다른 코일의 집합(200S)은 자석의 S극을 형성할 수 있다.
- [342] 한편 도22a, 22b, 23a 및 23b에서 설명한 자기장 발생부의 구성은 본 발명의 일 실시예에 불과하며 자기장 발생부를 구성하는 자석의 물리적 형태와 동작의 형태에는 그 제한이 없다.

- [343] 도24은 본 발명의 일 실시예에 따른 순서도이다.
- [344] 도24를 참고하면 방사선 생성 장치의 방사선 발생부를 통해 상기 피조사체에 광자빔 방사선을 조사할 수 있다(S2401).
- [345] 또한 방사선 생성 장치의 방사선 발생부를 통해 광자빔 방사선이 조사된 피조사체의 영역에서 2차 전자의 발생을 유도할 수 있다(S2402).
- [346] 또한 방사선 생성 장치의 자기장 발생부를 통해 2차 전자가 발생한 영역에 자기장을 형성할 수 있다(S2403).
- [347] 한편 자기장을 형성하는데 있어서, 광자빔 방사선이 조사된 영역과 상기 환부의 위치 관계를 기초로 상기 2차 전자 중 적어도 일부가 상기 환부 조직을 회피하여 이동되도록 자기장을 형성할 수 있다.
- [348] 이상, 첨부된 도면을 참조로 하여 본 발명의 실시예를 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 기술자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며, 제한적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.