(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0067433
(43) 공개일자 2014년06월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 5/10 (2006.01) *A61B 18/00* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0134672
(22) 출원일자 2012년11월26일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
한국전자통신연구원
대전광역시 유성구 가정로 218 (가정동)
(72) 발명자
박형주
경기 수원시 팔달구 창룡대로 194, 405동 805호 (우만동, 주공4단지아파트)
표현봉
대전 유성구 배울2로 42, 503동 1101호 (관평동, 신동아파밀리에)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
권혁수, 송윤호, 오세준

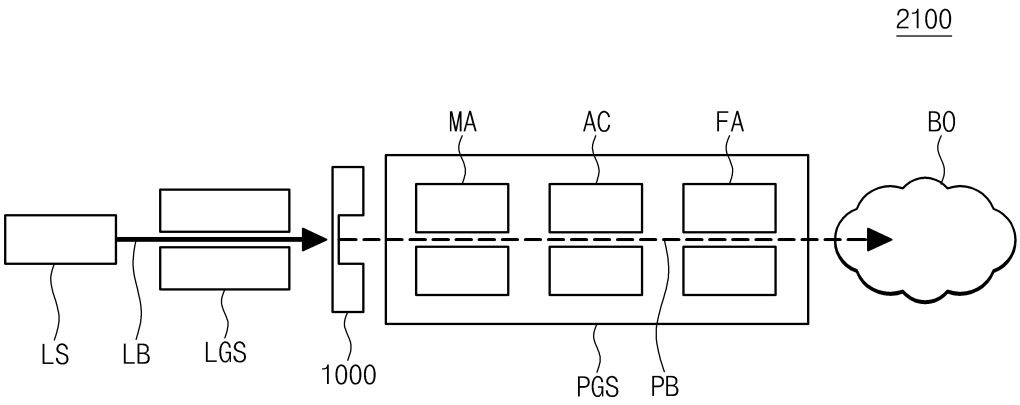
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **하전 입자 발생용 타깃, 그 제조 방법 및 이를 이용한 치료 장치**

(57) 요 약

하전 입자 발생용 타깃 및 이를 이용한 치료 장치가 제공된다. 이 치료 장치는 입사된 레이저 빔에 의해 하전 입자를 발생시키는 타깃층 및 타깃층의 서로 대향하는 양면들 중 하나의 면 상에 제공된 자기조립 단분자막층을 포함하는 하전 입자 발생용 타깃, 및 타깃층으로부터 하전 입자를 발생시켜 환자의 종양 부위로 투사하기 위해, 자기조립 단분자막층으로 레이저 빔을 입사시키기 위한 레이저를 포함한다. 자기조립 단분자막층은 레이저 빔에 의해 플라즈마를 형성하고, 그리고 타깃층은 플라즈마에 의해 하전 입자를 발생시킨다.

대 표 도 - 도3



(72) 발명자

정문연

대전 유성구 가정로 306-6, 11동 104호 (도룡동, 대덕연구단지타운하우스)

김승환

대전 유성구 가정로 63, 105동 402호 (신성동, 럭키하나아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	10035602
부처명	지식경제부
연구사업명	산업원천기술개발사업(ETRI지원사업)
연구과제명	종양치료용 레이저 이온 가속 시스템 원천 기술 개발
기 여 율	1/1
주관기관	한국전자통신연구원
연구기간	2010.03.01 ~ 2015.02.28

특허청구의 범위

청구항 1

입사된 레이저 빔에 의해 하전 입자를 발생시키는 타깃층;

상기 타깃층의 서로 대향하는 양면들 중 하나의 면 상에 제공된 자기조립 단분자막층을 포함하되,

상기 자기조립 단분자막층은 상기 레이저 빔에 의해 플라즈마를 형성하고, 그리고 상기 타깃층은 상기 플라즈마에 의해 상기 하전 입자를 발생시키는 하전 입자 발생용 타깃.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 타깃층은 1 ㎚ ~ 1 ㎜ 범위의 두께를 갖는 하전 입자 발생용 타깃.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 타깃층은 세라믹 물질, 금속 물질 또는 유기 물질을 포함하는 하전 입자 발생용 타깃.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 자기조립 단분자막층은 상기 레이저 빔에 의해 상기 하전 입자를 발생시키는 하전 입자 발생용 타깃.

청구항 5

제 1항에 있어서,

상기 자기조립 단분자막층은 0.1 ㎚ ~ 100 ㎛ 범위의 두께를 갖는 하전 입자 발생용 타깃.

청구항 6

제 1항에 있어서,

상기 자기조립 단분자막층은 탄소, 수소, 질소, 산소, 황, 인, 실리콘, 철, 염소 또는 브롬과 같은 원소를 포함하는 하전 입자 발생용 타깃.

청구항 7

제 1항에 있어서,

상기 자기조립 단분자막층의 말단 작용기는 탄화수소 계열 작용기, 산소를 포함하는 작용기, 할로겐을 포함하는 작용기, 질소를 포함하는 작용기, 또는 인 및 황을 포함하는 작용기를 포함하는 하전 입자 발생용 타깃.

청구항 8

제 1항에 있어서,

상기 자기조립 단분자막층은 두 종류 이상의 물질들로 구성되는 하전 입자 발생용 타깃.

청구항 9

제 1항에 있어서,

상기 자기조립 단분자막층은 복수의 영역들에 제공되되, 상기 복수의 영역들은 배열된 형태를 갖는 하전 입자 발생용 타깃.

청구항 10

제 1항에 있어서,

상기 자기조립 단분자막층의 두께, 종류 또는 작용기에 의해 상기 플라즈마의 밀도가 조절되는 하전 입자 발생용 타깃.

청구항 11

서로 대향하는 양면들을 갖는 타깃층의 하나의 면 상에 자기조립 단분자막층을 형성하는 단계를 포함하되,

상기 자기조립 단분자막층은 입사되는 레이저 빔에 의해 플라즈마를 형성하고, 그리고 상기 타깃층은 상기 플라즈마에 의해 하전 입자를 발생시키는 하전 입자 발생용 타깃의 제조 방법.

청구항 12

제 11항에 있어서,

상기 타깃층은 1 ㎚ ~ 1 ㎜ 범위의 두께를 갖는 하전 입자 발생용 타깃의 제조 방법.

청구항 13

제 11항에 있어서,

상기 타깃층은 세라믹 물질, 금속 물질 또는 유기 물질을 포함하는 하전 입자 발생용 타깃의 제조 방법.

청구항 14

제 11항에 있어서,

상기 자기조립 단분자막층은 0.1 ㎚ ~ 100 ㎛ 범위의 두께를 갖도록 형성되는 하전 입자 발생용 타깃의 제조 방법.

청구항 15

제 11항에 있어서,

상기 자기조립 단분자막층은 상기 타깃층의 상기 하나의 면 상에 형성되고,

상기 자기조립 단분자막층을 형성하는 단계는 자기조립 단분자를 기화시키는 공정인 하전 입자 발생용 타깃의 제조 방법.

청구항 16

제 11항에 있어서,

상기 자기조립 단분자막층은 상기 타깃층의 상기 양면들 상에 형성되고,

상기 자기조립 단분자막층을 형성하는 단계는 자기조립 단분자가 녹아있는 용매에 상기 타깃층을 침지시키는 공정인 하전 입자 발생용 타깃의 제조 방법.

청구항 17

제 11항에 있어서,

상기 타깃층의 상기 양면들 중 다른 하나의 면 상에 상기 레이저 빔의 진행 경로로 사용되는 관통 홀을 갖는 지지층을 형성하는 단계를 더 포함하는 하전 입자 발생용 타깃의 제조 방법.

청구항 18

제 1항의 하전 입자 발생용 타깃; 및

상기 타깃층으로부터 하전 입자를 발생시켜 환자의 종양 부위로 투사하기 위해, 상기 자기조립 단분자막층으로 레이저 빔을 입사시키기 위한 레이저를 포함하되,

상기 자기조립 단분자막층은 상기 레이저 빔에 의해 플라즈마를 형성하고, 그리고 상기 타깃층은 상기 플라즈마

에 의해 상기 하전 입자를 발생시키는 하전 입자 빔 치료 장치.

청구항 19

제 19항에 있어서,

상기 하전 입자를 상기 환자의 종양 부위로 인도하는 가이딩 구조체를 더 포함하는 하전 입자 빔 치료 장치.

청구항 20

제 19항에 있어서,

상기 레이저 빔은 펨토 초 레이저 빔인 하전 입자 빔 치료 장치.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 하전 입자 발생용 타깃, 그 제조 방법 및 이를 이용한 치료 장치에 관한 것으로, 더 구체적으로 자기 조립 단분자막을 이용한 하전 입자 발생용 타깃, 그 제조 방법 및 이를 이용한 치료 장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 방사선 치료는 수술 및 항암 약물 치료와 함께 3대 암 치료 방법 중 하나이며, 방사선 치료 방법들에는 엑스선(X-ray), 전자선(electron beam) 및 이온 빔(ion beam)을 이용하여 고에너지 방사선을 발생시키는 방법이 존재한다. 엑스선 치료법은 가장 간단한 장치를 이용하여 구현될 수 있는 가장 저렴한 방법이기 때문에, 방사선 치료법들 중에서 현재 가장 보편적으로 사용되고 있다. 전자선 치료는 1950년대에 처음 증명되었지만, 1980년대에 전자 가속기의 소형화가 실현됨으로써, 본격적으로 방사선 치료의 한 방법으로 자리를 잡게 되었다. 한편, 엑스선 치료 또는 전자선 치료는 암 세포 내의 수소 결합을 끊음으로써, 암의 유전자를 파괴하지만, 진행 경로 상에 존재하는 건강한 세포들의 유전자에도 심각한 손상을 일으키는 부작용을 수반하였다. 이러한 정상 세포에 대한 피폭의 문제를 줄이기 위한 방법으로 세기 조절 방사선 치료기(Intensity-Modulated Radiation Therapy : IMRT) 또는 단층 치료기(Tomo Therapy), 사이버 나이프(Cyber Knife) 등의 기술이 개발되었지만, 이들은 상술한 부작용을 완전하게 해결하지 못하였다.

[0003] 이온 빔 치료법은 엑스선 치료 또는 전자선 치료에서의 부작용을 경감시킬 수 있는 치료 수단으로 주목받고 있다. 이온 빔이 물질을 투과하기 위해서는 전자와 마찬가지로 가속되어 빠른 속도를 가져야 한다. 비록 이온 빔이 어떤 물질을 투과하게 될 경우 점차 속도가 감소하게 되지만, 이온 빔은 정지하기 직전에 가장 많은 전리 에너지 손실(energy loss of ionizing radiation)을 경험한다. 이러한 현상은, 1903년에 이를 발견한 윌리엄 헨리 브래그(William Henry Bragg)의 이름을 따, 브래그 피크(Bragg Peak)라고 불린다. 따라서, 이온 빔 치료법의 경우, 이온들의 속도를 정확하게 제어할 경우, 악성 종양들에 대한 선택적이면서 국소적인 치료가 가능하다. 몸속 깊은 곳에 종양이 위치할 경우 몸 밖에서 매우 큰 에너지의 양성자 혹은 이온을 가속시켜야 한다. 이러한 양성자 혹은 이온을 가속시키는 방법 중에 레이저 유도 이온 가속(laser driven ion acceleration) 방법이 있다. 고출력 레이저 빔을 박막에 조사하면 정전기장에 의한 가속 모델(Target Normal Sheath Acceleration model : TNSA model) 혹은 방사압 가속 모델(Radiation Pressure Acceleration model : RPA model) 등에 의해 박막 중의 이온 혹은 양성자가 가속 에너지를 가지고 박막 밖으로 탈출하게 된다. 탈출한 이온들은 각각 가지고 있는 에너지만큼 환자의 몸을 투과하여 종양이 위치한 일정한 깊이에서 정지하게 되고, 정지된 영역에서 다량의 방사선 에너지를 발생하여 종양 세포가 괴사하게 되는 것이 일반적인 이온 빔 치료의 원리가 된다.

[0004] 레이저 유도 이온 가속 방법을 이용한 이온 빔 치료법에 있어서, 발생되는 이온들이 가져야 할 성질은 크게 두 가지이다. 몸 속 깊이 이온을 주입하기 위해서는 100 MeV 이상의 고에너지 이온을 만들수 있어야 하고, 암 세포에만 정확하게 타깃팅하기 위해서는 생성된 이온의 에너지 분포가 적고, 조절이 가능해야 한다. 이러한 두 가지의 이유들을 만족하기 위해서는 다양한 타깃이 제안되고 있지만, 아직 더 많은 연구가 필요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 고에너지의 하전 입자를 생성할 수 있는 하전 입자 발생용 타깃을 제공하는

데 있다.

[0006] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는 생성된 하전 입자의 특성을 쉽게 잘 조절할 수 있는 하전 입자 발생용 타깃의 제조 방법을 제공하는 데 있다.

[0007] 본 발명이 해결하고자 하는 또 다른 과제는 고에너지의 하전 입자를 생성할 수 있는 하전 입자 발생용 타깃을 이용하는 치료 장치를 제공하는 데 있다.

[0008] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 이상에서 언급한 과제들에 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기한 과제를 달성하기 위하여, 본 발명은 하전 입자 발생용 타깃을 제공한다. 이 타깃은 입사된 레이저 빔에 의해 하전 입자를 발생시키는 타깃층 및 타깃층의 서로 대향하는 양면들 중 하나의 면 상에 제공된 자기조립 단분자막층을 포함할 수 있다. 자기조립 단분자막층은 레이저 빔에 의해 플라즈마를 형성하고, 그리고 타깃층은 플라즈마에 의해 하전 입자를 발생시킬 수 있다.

[0010] 타깃층은 1 ㎚ ~ 1 ㎜ 범위의 두께를 가질 수 있다.

[0011] 타깃층의 구조는 다양한 모양 또는 패턴을 포함할 수 있다.

[0012] 타깃층은 세라믹 물질, 금속 물질 또는 유기 물질을 포함할 수 있다.

[0013] 타깃층의 양면들 중 다른 하나의 면 상에 배치되되, 레이저 빔의 진행 경로로 사용되는 관통 홀을 갖는 지지층을 더 포함할 수 있다.

[0014] 자기조립 단분자막층은 레이저 빔에 의해 하전 입자를 발생시킬 수 있다.

[0015] 자기조립 단분자막층은 0.1 ㎚ ~ 100 ㎛ 범위의 두께를 가질 수 있다.

[0016] 자기조립 단분자막층은 탄소, 수소, 질소, 산소, 황, 인, 실리콘, 철, 염소 또는 브롬과 같은 원소를 포함할 수 있다.

[0017] 자기조립 단분자막층의 말단 작용기는 탄화수소 계열 작용기, 산소를 포함하는 작용기, 할로겐을 포함하는 작용기, 질소를 포함하는 작용기, 또는 인 및 황을 포함하는 작용기를 포함할 수 있다.

[0018] 자기조립 단분자막층은 두 종류 이상의 물질들로 구성될 수 있다.

[0019] 자기조립 단분자막층은 복수의 영역들에 제공되되, 복수의 영역들은 배열된 형태를 가질 수 있다.

[0020] 자기조립 단분자막층의 두께, 종류 또는 작용기에 의해 플라즈마의 밀도가 조절될 수 있다.

[0021] 또한, 상기한 다른 과제를 달성하기 위하여, 본 발명은 하전 입자 발생용 타깃의 제조 방법을 제공한다. 이 방법은 서로 대향하는 양면들을 갖는 타깃층의 하나의 면 상에 자기조립 단분자막층을 형성하는 단계를 포함할 수 있다. 자기조립 단분자막층은 입사되는 고출력 레이저 빔에 의해 플라즈마를 형성하고, 그리고 타깃층의 앞면 또는 뒷면으로 고에너지의 하전 입자를 발생시킬 수 있다.

[0022] 타깃층은 1 ㎚ ~ 1 ㎜ 범위의 두께를 가질 수 있다.

[0023] 타깃층은 세라믹 물질, 금속 물질 또는 유기 물질을 포함할 수 있다.

[0024] 자기조립 단분자막층은 0.1 ㎚ ~ 100 ㎛ 범위의 두께를 갖도록 형성될 수 있다.

[0025] 자기조립 단분자막층은 타깃층의 하나의 면 상에 형성되고, 자기조립 단분자막층을 형성하는 단계는 자기조립 단분자를 기화시키는 공정일 수 있다.

[0026] 자기조립 단분자막층은 타깃층의 양면들 상에 형성되고, 자기조립 단분자막층을 형성하는 단계는 자기조립 단분자가 녹아있는 용매에 타깃층을 침지시키는 공정일 수 있다.

[0027] 타깃층의 양면들 중 다른 하나의 면 상에 레이저 빔의 진행 경로로 사용되는 관통 홀을 갖는 지지층을 형성하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0028] 이에 더하여, 상기한 또 다른 과제를 달성하기 위하여, 본 발명은 하전 입자 발생용 타깃을 이용하는 치료 장치

를 제공한다. 이 치료 장치는 앞서 서술된 하전 입자 발생용 타깃 및 타깃층으로부터 하전 입자를 발생시켜 환자의 종양 부위로 투사하기 위해, 자기조립 단분자막층으로 레이저 빔을 입사시키기 위한 레이저를 포함할 수 있다. 자기조립 단분자막층은 레이저 빔에 의해 플라즈마를 형성하고, 그리고 타깃층은 플라즈마에 의해 하전 입자를 발생시킬 수 있다.

[0029] 하전 입자를 환자의 종양 부위로 인도하는 가이딩 구조체를 더 포함할 수 있다.

[0030] 레이저 빔은 펨토 초 레이저 빔일 수 있다.

발명의 효과

[0031] 상술한 바와 같이, 본 발명의 과제의 해결 수단에 따르면 하전 입자 발생용 타깃이 자기조립 단분자막층을 포함함으로써, 하전 입자 발생용 타깃에 입사된 레이저 빔에 의해 플라즈마의 밀도가 조절될 수 있다. 이에 따라, 레이저의 출력을 증가시키지 않으면서 고에너지의 하전 입자를 발생시킬 수 있는 하전 입자 발생용 타깃이 제공될 수 있다.

[0032] 또한, 본 발명의 과제 해결 수단에 따르면 타깃층 상에 자기조립 단분자막층을 형성함으로써, 하전 입자 발생용 타깃에 입사된 레이저 빔에 의해 플라즈마의 밀도가 조절될 수 있다. 이에 따라, 레이저의 출력을 증가시키기 않으면서 고에너지의 하전 입자를 발생시킬 수 있는 하전 입자의 발생용 타깃의 제조 방법이 제공될 수 있다.

[0033] 이에 더하여, 본 발명의 과제의 해결 수단에 따르면 하전 입자 빔 치료 장치가 자기조립 단분자막층을 포함하는 하전 입자 발생용 타깃을 이용함으로써, 고에너지의 하전 입자를 환자의 종양 부위로 투사할 수 있다. 이에 따라, 낮은 비용으로 환자의 종양을 치료할 수 있는 하전 입자 빔 치료 장치가 제공될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0034] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 하전 입자 발생용 타깃을 설명하기 위한 개략적인 단면도이다.

도 2는 본 발명의 실시예에 따른 하전 입자 발생용 타깃의 제조 방법을 설명하기 위한 블록 순서도이다.

도 3 및 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 하전 입자 발생용 타깃을 이용한 치료 장치를 설명하기 위한 구성도들이다.

도 5 내지 도 8은 본 발명의 다른 실시예들에 따른 하전 입자 발생용 타깃을 설명하기 위한 단면도들이다.

도 9a는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 하전 입자 발생용 타깃을 설명하기 위한 평면도이다.

도 9b는 도 9a의 A 부분을 확대한 확대 평면도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0035] 이하, 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세히 설명하기로 한다. 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면들과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예를 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 여기서 설명되는 실시예에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 형태로 구체화될 수도 있다. 오히려, 여기서 소개되는 실시예는 개시된 내용이 철저하고 완전해질 수 있도록 그리고 당업자에게 본 발명의 사상이 충분히 전달될 수 있도록 하기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 명세서 전문에 걸쳐 동일 참조 부호는 동일 구성 요소를 지칭한다.

[0036] 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, 단계, 동작 및/또는 소자는 하나 이상의 다른 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다. 또한, 바람직한 실시예에 따른 것이기 때문에, 설명의 순서에 따라 제시되는 참조 부호는 그 순서에 반드시 한정되지는 않는다. 이에 더하여, 본 명세서에서, 어떤 막이 다른 막 또는 기판 상에 있다고 언급되는 경우에 그것은 다른 막 또는 기판 상에 직접 형성될 수 있거나 또는 그들 사이에 제 3의 막이 개재될 수도 있다는 것을 의미한다.

[0037] 또한, 본 명세서에서 기술하는 실시예들은 본 발명의 이상적인 예시도인 단면도 및/또는 평면도들을 참고하여 설명될 것이다. 도면들에 있어서, 막 및 영역들의 두께는 기술적 내용의 효과적인 설명을 위해 과장된 것이다. 따라서, 제조 기술 및/또는 허용 오차 등에 의해 예시도의 형태가 변형될 수 있다. 따라서, 본 발명의 실시예들은 도시된 특정 형태로 제한되는 것이 아니라 제조 공정에 따라 생성되는 형태의 변화도 포함하는 것이다. 예를

들면, 직각으로 도시된 식각 영역은 라운드지거나 소정 곡률을 가지는 형태일 수 있다. 따라서, 도면에서 예시된 영역들은 개략적인 속성을 가지며, 도면에서 예시된 영역들의 모양은 소자의 영역의 특정 형태를 예시하기 위한 것이며 발명의 범주를 제한하기 위한 것이 아니다.

[0038] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 하전 입자 발생용 타깃을 설명하기 위한 개략적인 단면도이다.

[0039] 도 1을 참조하면, 하전 입자 발생용 타깃(target for generating charged paticle, 1000)은 타깃층(110) 및 자기조립 단분자막층(self-assembled monolayer, 120)을 포함할 수 있다. 자기조립 단분자막층(120)은 타깃층(110)의 대향하는 양면들 중 선택된 하나의 면 또는 양면들 상에 제공될 수 있다. 자기조립 단분자막층(120)은 레이저 빔(laser beam, LB)에 의해 플라즈마(plasma, 250)를 형성하고, 그리고 타깃층(110)은 플라즈마(250)에 의해 하전 입자들(255)을 발생시킬 수 있다. 또한, 자기조립 단분자막층(120)은 레이저 빔(LB)을 제공하는 레이저(도 3의 LS 참조)의 전단 펄스(pre-pulse)나 유도 방출 증폭(Amplified Stimulated Emission : ASE)에 의한 충격파(shock wave)에 의해서도 플라즈마(250)를 형성할 수 있다. 이에 더하여, 자기조립 단분자막층(120)은 레이저 빔(LB)에 의해 스스로 하전 입자들(225)을 발생시킬 수도 있다.

[0040] 타깃층(110)은 1 nm ~ 1 mm 범위의 두께를 가질 수 있다. 즉, 타깃층(110)은 얇은 필름(film) 형태의 박막으로, 화학적 기상 증착(Chemical Vapor Deposition : CVD), 물리적 기상 증착(Physical Vapor Deposiotion : PVD) 또는 전기 도금 등의 방법을 이용하여 형성될 수 있다. 하지만, 본 발명의 기술적 사상은 타깃층(110)을 형성하는 방법에 한정되지 않는다. 타깃층(110)은 실리콘(Si), 실리콘 산화물(SiO_2), 실리콘 질화물(Si_xN_y), 실리콘 탄화물(Si_xC_y), 티타늄 산화물(Ti_xO_y), 알루미늄 산화물(Al_xO_y), 갈륨 질화물(GaN) 등과 같은 세라믹(ceramic) 물질들, 금(Au), 은(Ag), 구리(Cu), 알루미늄(Al) 등과 같은 금속 물질들, 또는 폴리메틸 메타크릴레이트(PolyMethyl MethAcrylate : PMMA), 폴리디메틸실록산(PolyDiMethylSiloxane : PDMS), 폴리이미드(polyimide), 탄소층 등과 같은 유기 물질을 포함할 수 있다. 즉, 타깃층(110)의 자기조립 단분자막층(120)에 입사된 레이저 빔(LB)에 의해 형성된 플라즈마(250)에 의해 발생되는 하전 입자(255)는 양성자, 탄소 이온 등을 포함하는 다양한 종류의 양이온들을 포함할 수 있다.

[0041] 자기조립 단분자막층(120)은 0.1 nm ~ 100 μm 범위의 두께를 가질 수 있다. 자기조립 단분자막층(120)은 탄소(C), 수소(H), 질소(N), 산소(O), 황(S), 인(P), 실리콘, 철(Fe), 염소(Cl) 또는 브롬(Br) 등과 같은 원소를 포함할 수 있다. 자기조립 단분자막층(120)의 말단 작용기는 탄화수소(hydrocarbon) 계열 작용기, 산소를 포함하는 작용기, 할로겐(halogen)을 포함하는 작용기, 질소를 포함하는 작용기, 또는 인 및 황을 포함하는 작용기를 포함할 수 있다.

[0042] 또한, 자기조립 단분자막층(120)은 두 종류 이상의 물질들로 구성될 수 있다. 즉, 자기조립 단분자막층(120)은 복수의 종류의 자기조립 단분자막들로 구성될 수 있다. 자기조립 단분자막층(120)의 두께, 종류 또는 작용기에 의해 입사되는 레이저 빔(LB)에 의해 형성되는 플라즈마(250)의 밀도가 조절될 수 있다. 즉, 자기조립 단분자막층(120)의 두께, 종류 또는 작용기에 의해 조절된 플라즈마(250)의 밀도에 의해 타깃층(110)으로부터 발생하는 하전 입자들(225) 각각은 조절된 에너지를 가질 수 있으므로, 환자의 체내에 있는 종양 부위(도 3의 BO 참조)에서 정지되고, 그리고 이와 충돌할 수 있다.

[0043] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 하전 입자 발생용 타깃의 제조 방법을 설명하기 위한 블록 순서도이다.

[0044] 도 2를 참조하면, 서로 대향하는 양면들을 갖는 타깃층(도 1의 110 참조)을 준비(S110)한다. 타깃층은 1 nm ~ 1 mm 범위의 두께를 가질 수 있다. 즉, 타깃층은 얇은 필름 형태의 박막으로, 화학적 기상 증착, 물리적 기상 증착 또는 전기 도금 등의 방법을 이용하여 형성될 수 있다. 하지만, 본 발명의 기술적 사상은 타깃층을 형성하는 방법에 한정되지 않는다. 타깃층은 실리콘, 실리콘 산화물, 실리콘 질화물, 실리콘 탄화물, 티타늄 산화물, 알루미늄 산화물, 갈륨 질화물 등과 같은 세라믹 물질들, 금, 은, 구리, 알루미늄 등과 같은 금속 물질들, 또는 폴리메틸 메타크릴레이트, 폴리디메틸실록산, 폴리이미드, 탄소층 등과 같은 유기 물질을 포함할 수 있다.

[0045] 타깃층의 대향하는 양면들 중 선택된 하나의 면 또는 양면들 상에 자기조립 단분자막층(도 1의 120 참조)이 형성(S120)이 형성된다. 자기조립 단분자막층은 0.1 nm ~ 100 μm 범위의 두께를 갖도록 형성될 수 있다. 자기조립 단분자막층이 타깃층의 선택된 하나의 면 상에 형성될 경우, 자기조립 단분자막층은 자기조립 단분자를 기화시키는 공정에 의해 형성될 수 있다. 이와는 달리, 자기조립 단분자막층이 타깃층의 양면들 상에 형성될 경우, 자기조립 단부자막층은 자기조립 단분자가 녹아있는 용매에 타깃층을 침지시키는 공정에 의해 형성될 수 있다. 자기조립 단분자막층은 탄소, 수소, 질소, 산소, 황, 인, 실리콘, 철, 염소 또는 브롬 등과 같은 원소를 포함할 수 있다. 자기조립 단분자막층의 말단 작용기는 탄화수소 계열 작용기, 산소를 포함하는 작용기, 할로겐을 포함

하는 작용기, 질소를 포함하는 작용기, 또는 인 및 황을 포함하는 작용기를 포함할 수 있다.

[0046] 또한, 자기조립 단분자막층은 두 종류 이상의 물질들로 구성될 수 있다. 즉, 자기조립 단분자막층은 복수의 종류의 자기조립 단분자막들로 구성될 수 있다. 자기조립 단분자막층의 두께, 종류 또는 작용기에 의해 입사되는 레이저 빔(도 1의 LB 참조)에 의해 형성되는 플라즈마(도 1의 250 참조)의 밀도가 조절될 수 있다.

[0047] 타깃층은 플라즈마에 의해 하전 입자들(도 1의 255 참조)을 발생시킬 수 있다. 이에 따라, 자기조립 단분자막층의 두께, 종류 또는 작용기에 의해 조절된 플라즈마의 밀도에 의해 타깃층으로부터 발생하는 하전 입자들 각각은 조절된 에너지를 가질 수 있으므로, 환자의 체내에 있는 종양 부위(도 3의 BO 참조)에서 정지되고, 그리고 이와 충돌할 수 있다.

[0048] 도 3 및 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 하전 입자 발생용 타깃을 이용한 치료 장치를 설명하기 위한 구성도들이다.

[0049] 도 3을 참조하면, 치료 장치(2100)는 레이저 빔(LB)을 생성하는 레이저(laser source, LS) 및 레이저 빔(LB)에 의해 조사되는 하전 입자 발생용 타깃(1000)을 포함할 수 있다. 레이저(LS)는 극초단파 레이저를 포함할 수 있으며, 레이저 빔(LB)은 펨토초 레이저 빔일 수 있다. 하전 입자 발생용 타깃(1000)은 도 1을 참조하여 설명된 실시예 또는 추후에 설명되는 도 5 내지 도 7b를 참조하여 설명된 것들 중의 하나일 수 있다.

[0050] 이에 더하여, 치료 장치(2100)는 레이저 빔(LB)을 하전 입자 발생용 타깃(1000)으로 인도하는 광 가이드 구조체(Light Guide Structure, LGS) 및 하전 입자 발생용 타깃(1000)으로부터 방출되는 하전 입자 빔(charged particle beam, PB)을 환자의 체내에 있는 종양 부위(BO)로 인도하는 하전 입자 빔 가이드 구조체(charged particle beam guide structure, PGS)를 포함할 수 있다. 광 가이드 구조체(LGS)는 레이저(LS)와 하전 입자 발생용 타깃(1000) 사이에 배치되며, 렌즈(lens) 및/또는 반사경(reflector) 등을 포함할 수 있다. 하전 입자 빔 가이드 구조체(PGS)는 하전 입자 발생용 타깃(1000)과 환자의 체내에 있는 종양 부위(BO) 사이에 배치되며, 질량 분석기(mass spectrometer, MA), 가속기(accelerator, AC) 또는 집속(focusing) 장치(Focusing Apparatus, FA) 중의 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0051] 한편, 레이저(LS)는 적어도 10^{13} Watt의 고출력 펄스 레이저 빔(LB)을 생성하도록 구성되며, 광 가이드 구조체(LGS)는 레이저 빔(LB)이 10^{18} W/cm^{2}의 세기(intensity)를 가지고 하전 입자 발생용 타깃(1000)에 입사되도록 구성될 수 있다. 이 경우, 하전 입자 빔(PB)은 타깃 정상 쉬스 가속 모델 또는 복사압 가속 모델 중의 하나를 통해 생성될 수 있다. 보다 구체적으로, 하전 입자 발생용 타깃(1000)에 입사되는 레이저 빔(LB)의 세기가 10^{18}~10^{19} W/cm^2 범위일 경우, 하전 입자 빔(PB)은 타깃 정상 쉬스 가속 모델을 통해 생성되며, 하전 입자 발생용 타깃(1000)의 표면에 수직한 방향을 따라 방출된다. 하지만, 레이저 빔(LB)의 세기가 10^{20} W/cm^2 이상일 경우, 하전 입자 빔(PB)은 복사압 가속 모델을 통해 생성되며, 레이저 빔(LB)의 입사 방향에 평행한 방향을 따라 방출된다.

[0052] 이에 더하여, 하전 입자 발생용 타깃(1000)의 타깃층(도 1의 110 참조)이 1 μm보다 얇은 두께로 형성될 경우, 레이저(LS)는 적어도 10^{10}의 높은 대조비를 갖는 레이저 빔(LB)을 생성하도록 구성될 수 있다. 이처럼 높은 대조비를 갖는 레이저 빔(LB)이 사용될 경우, 레이저(LS)의 유도 방출 증폭에 의한 충격파를 줄일 수 있다. 이러한 충격파의 감소는 하전 입자 발생용 타깃(1000)의 타깃층의 두께를 1 μm 이하로 줄이는 것을 가능하게 한다.

[0053] 도 3을 참조하여 설명된 치료 장치(2100)는 도 4에 도시된 것처럼 환자의 체내에 있는 종양 부위(BO)에서의 악성 종양 등을 치료하기 위한 의료 기구(Medical Appliance, 2000)를 구성할 수 있다. 의료 기구(2000)는, 사용자 인터페이스(user interface)를 제공하면서 치료 장치(2100)를 제어하도록 구성되는, 제어부(2200)를 더 포함할 수 있다.

[0054] 하전 입자 빔(PB)은 환자의 종양 부위(BO)를 진단하는데 사용되는 장비인 자기공명영상 촬영장치(Magnetic Resonance Imaging : MRI), 컴퓨터 단층촬영장치(Computer Tomography : CT), 양전자 방출 단층촬영장치(Positron Emission Tomography : PET), 초음파(ultrasonics wave) 기기 등과 같은 영상진단기기로부터 얻어진 종양 부위(BO)의 위치에 설정되어 투사될 수 있다.

[0055] 치료 장치(2100)를 이용한 치료 원리는 레이저(LS)로부터 제공되는 레이저 빔(LB)이 하전 입자 발생용 타깃(1000)의 자기조립 단분자막층(도 1의 120 참조)에 입사되고, 자기조립 단분자막층으로 입사된 레이저 빔(LB)에 의해 발생되는 플라즈마(도 1의 250)에 의해 양성자 발생용 타깃(1000)의 타깃층(110)으로부터 하전 입자 빔

(PB)이 발생하여 환자의 체내를 향하여 투사되고, 환자의 체내로 투사된 하전 입자 빔(PB)은 브래그 피크의 원리에 의해 환자의 체내에 있는 종양 부위(BO)에서 정지되고, 그리고 이와 충돌함으로써, 하전 입자 빔(PB)은 활성 산소들을 발생시켜 종양 부위(BO)의 종양 세포들을 교란시키는 것일 수 있다.

[0056] 즉, 하전 입자 빔(PB)이 종양 부위(BO)와 충돌하여, 활성 산소들을 발생시켜 종양 부위(BO)의 종양 세포들을 교란시킴으로써, 종양 세포들의 성장을 저해하거나, 또는 종양 세포들을 괴사시키는 것일 수 있다. 하전 입자 빔(PB)이 종양 부위(BO)의 종양 세포들을 교란시키는 것은 종양 세포의 DNA 이중 나선을 교란하거나, 또는 종양 세포의 핵 내의 대사 과정을 교란하는 것일 수 있다.

[0057] 하전 입자 빔(PB)의 발생 및 투사 과정들은 하전 입자 발생용 타깃(1000)의 자기조립 단분자막층으로 레이저 빔이 입사되면, 양성자 발생용 타깃(1000)의 타깃층에 포함된 수소 또는 탄소 등과 같은 원소들이 레이저 빔에 의해 발생된 플라즈마의 밀도에 의해 양이온들(미도시)과 음이온들(미도시)로 분리되는 플라즈마 상태로 변화하고, 이 과정에서 음이온들이 양성자 발생용 타깃(1000)으로부터 양이온들보다 더 멀리 떨어져 나감으로써, 양이온들과 음이온들 사이의 커패시터(capacitor) 효과에 의해 전기장이 발생하고, 그리고 이 전기장에 의해 양이온들은 음이온들 쪽으로 가속됨으로써, 양이온들로 구성된 하전 입자 빔(PB)이 환자의 체외에서 체내의 종양 부위(BO)로 투사될 수 있을 만큼의 충분한 에너지를 갖도록 가속될 수 있다.

[0058] 가속된 하전 입자 빔(PB)은 환자의 체내에 있는 종양 부위(BO)와 충돌하여, 활성 산소를 발생시켜 종양 부위(BO)의 종양 세포들을 교란시킴으로써, 종양 세포들의 성장을 저해하거나, 또는 종양 세포들을 괴사시키는 것일 수 있다. 이에 따라, 환자의 체내에 있는 종양 부위(BO)가 치료되는 효과가 나타날 수 있다.

[0059] 도 5는 본 발명의 다른 실시예들에 따른 하전 입자 발생용 타깃을 설명하기 위한 단면도이다.

[0060] 도 5를 참조하면, 하전 입자 발생용 타깃(1000A)은 타깃층(110)의 양면들 중 다른 하나의 면 상에 배치된 지지층(112)을 더 포함할 수 있다. 지지층(112)은 레이저 빔(도 1의 LB 참조)의 진행 경로로 사용되는 관통 홀(through hole, 115)을 가질 수 있다.

[0061] 관통 홀(115)을 갖는 지지층(112)을 형성하는 것은 지지층(112) 상에 마스크 패턴(mask pattern, 114)을 형성한 후, 마스크 패턴(115)을 마스크로 하는 식각 공정으로 지지층(112)을 식각하는 것일 수 있다. 지지층(112)이 단결정 실리콘을 포함할 경우, 식각 공정은 테트라메틸암노늄 하이드록사이드(TetraMethylAmmonium Hydroxide : TMAH), 에틸렌 디아민 파이로카테콜(Ethylene Diamine Pyrocatechol : EDP) 또는 수산화 칼륨(KOH) 중에서 선택된 적어도 하나를 식각 용액으로 사용하는 것일 수 있다. 도시된 것처럼, 관통 홀(115)은 타깃층(110)으로부터 멀어지는 방향으로 넓어지는 폭을 가지도록 형성될 수 있다. 즉, 관통 홀(115)에 의해 노출된 지지층(112)의 측벽은 타깃층(110)의 표면에 대해 오르막 경사를 가질 수 있다.

[0062] 하지만, 상술한 것처럼, 본 발명의 기술적 사상이 지지층(112)의 물질에 의해 한정되지 않기 때문에, 식각 공정 역시 위에서 예시된 방법에 의해 한정되지는 않는다. 예를 들면, 관통 홀(115)은 건식 식각의 방법, 건식 식각과 습식 식각을 조합하여 실시하는 방법, 또는 레이저 드릴링(drilling)과 습식 식각을 조합하여 실시하는 방법 등을 통해 형성될 수 있다.

[0063] 지지층(112)은 실리콘, 사파이어(sapphire), 다이아몬드(diamond), 석영(quartz), 유리(glass), 세라믹 물질 또는 금속 물질들을 포함할 수 있다. 지지층(112)은 수백 μm ~ 수 mm 범위의 두께로 형성될 수 있다. 지지층(112)의 두께는 연마(polishing) 또는 그라인딩(grinding) 공정 등을 통해 조절될 수 있다.

[0064] 마스크 패턴(114)은 지지층(112)에 대해 식각 선택성을 갖는 물질로 형성될 수 있다. 즉, 마스크 패턴(114)은 지지층(112)을 식각하는 식각 공정에서 내식각성을 가질 수 있는 물질을 포함할 수 있다. 예를 들어, 지지층(112)이 실리콘일 경우, 마스크 패턴(114)은 실리콘 산화물, 실리콘 질화물 또는 유기 고분자 물질을 포함함 수 있다.

[0065] 지지층(112)의 일면 상에 타깃층(110)이 형성된다. 타깃층(110)은 1 nm ~ 1 mm 범위의 두께를 가질 수 있다. 즉, 타깃층(110)은 얇은 필름 형태의 박막으로, 화학적 기상 증착, 물리적 기상 증착 또는 전기 도금 등의 방법을 이용하여 형성될 수 있다. 하지만, 본 발명의 기술적 사상은 타깃층을 형성하는 방법에 한정되지 않는다. 타깃층(110)은 더 두꺼운 두께를 갖는 지지층(112)에 의해 지지되기 때문에, 타깃층(110)은 얇은 두께를 가짐에도 불구하고 파손되지 않을 수 있다. 타깃층(110)은 실리콘, 실리콘 산화물, 실리콘 질화물, 실리콘 탄화물, 티타늄 산화물, 알루미늄 산화물, 갈륨 질화물 등과 같은 세라믹 물질들, 금, 은, 구리, 알루미늄 등과 같은 금속 물질들, 또는 폴리메틸 메타크릴레이트, 폴리디메틸실록산, 폴리이미드, 탄소층 등과 같은 유기 물질을 포함할

수 있다.

[0066] 타깃층(110)의 적어도 하나의 면 상에 자기조립 단분자막층(120)이 형성된다. 자기조립 단분자막층(120)은 지지층(112)의 관통 홀(115)에 의해 노출된 타깃층(110)의 다른 하나의 면 상에 추가적으로 형성될 수 있다. 자기조립 단분자막층(120)은 0.1 ㎚ ~ 100 ㎛ 범위의 두께를 갖도록 형성될 수 있다. 자기조립 단분자막층(120)은 탄소, 수소, 질소, 산소, 황, 인, 실리콘, 철, 염소 또는 브롬 등과 같은 원소를 포함할 수 있다. 자기조립 단분자막층의 말단 작용기는 탄화수소 계열 작용기, 산소를 포함하는 작용기, 할로겐을 포함하는 작용기, 질소를 포함하는 작용기, 또는 인 및 황을 포함하는 작용기를 포함할 수 있다.

[0067] 이하 도 6 내지 도 9b를 참조하여, 본 발명의 또 다른 실시예들 각각에 따른 하전 입자 발생용 타깃이 설명된다. 도 6 내지 도 8은 본 발명의 또 다른 실시예들에 따른 하전 입자 발생용 타깃을 설명하기 위한 단면도들이고, 도 9a는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 하전 입자 발생용 타깃을 설명하기 위한 평면도이고, 그리고 도 9b는 도 9a의 A 부분을 확대한 확대 평면도이다. 전술한 본 발명의 실시예를 통해 설명한 구성 요소는 동일한 참조 부호를 사용하고, 그에 대한 자세한 설명은 생략한다.

[0068] 도 6을 참조하여 설명되는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 하전 입자 발생용 타깃이 전술한 본 발명의 다른 실시예에 따른 하전 입자 발생용 타깃과 다른 점은 자기조립 단분자막층이 두 종류 이상의 물질들로 구성될 수 있다는 점이다.

[0069] 자기조립 단분자막층은 복수의 종류의 자기조립 단분자막들(120a, 120b)로 구성될 수 있다. 즉, 서로 다른 자기조립 단분자막들(120a, 120b)에 입사되는 레이저 빔(도 1의 LB 참조)에 의해 복수의 밀도를 갖는 플라즈마(도 1의 250 참조)가 형성될 수 있다. 이에 따라, 타깃층(110)으로부터 발생하는 복수의 종류의 하전 입자들(도 1의 225 참조) 각각은 조절된 에너지를 가질 수 있다.

[0070] 도 7을 참조하여 설명되는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 하전 입자 발생용 타깃이 전술한 본 발명의 다른 실시예에 따른 하전 입자용 타깃과 다른 점은 복수의 타깃층들을 포함하도록 구성될 수 있다는 점이다.

[0071] 복수의 타깃층들(110a, 110b 및 110c) 중 제 1 및 제 2 타깃층들(110a 및 110b)은 제 1 내지 제 3 지지층들(112a, 112b 및 112c) 사이에 개재되도록 배치되고, 그리고 제 2 타깃층(110c)은 제 3 지지층(112c) 상에 배치될 수 있다. 즉, 타깃층들(110a, 110b 및 110c)에 형성된 자기조립 단분막층들(120)에 입사되는 레이저 빔(도 1의 LB 참조)에 의해 각각의 플라즈마(도 1의 250 참조)가 형성될 수 있다. 이에 따라, 하나의 타깃층을 이용할 때 보다 더 많은 하전 입자들(도 1의 255)이 동시에 발생할 수 있다.

[0072] 도 8을 참조하여 설명되는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 하전 입자 발생용 타깃이 전술한 본 발명의 다른 실시예에 따른 하전 입자용 타깃과 다른 점은 서로 다른 종류의 자기조립 단분자막층들이 각각 제공된 복수의 타깃층들을 포함하도록 구성될 수 있다는 점이다.

[0073] 복수의 타깃층들(110a, 110b 및 110c) 중 제 1 및 제 2 타깃층들(110a 및 110b)은 제 1 내지 제 3 지지층들(112a, 112b 및 112c) 사이에 개재되도록 배치되고, 그리고 제 2 타깃층(110c)은 제 3 지지층(112c) 상에 배치될 수 있다. 또한, 복수의 타깃층들(110a, 110b 및 110c)에는 각각 서로 다른 자기조립 단분자막층(120a, 120b 또는 120c)이 형성될 수 있다. 즉, 타깃층들(110a, 110b 및 110c)에 각각 형성된 서로 다른 자기조립 단분자막층들(120a, 120b 및 120c)에 입사되는 레이저 빔(도 1의 LB 참조)에 의해 서로 다른 밀도들을 갖는 플라즈마(도 1의 250 참조)가 형성될 수 있다. 이에 따라, 타깃층들(110a, 110b 및 110c)로부터 발생하는 복수의 종류의 하전 입자들(도 1의 225 참조) 각각은 조절된 에너지를 가질 수 있다.

[0074] 도 9a 및 도 9b를 참조하여 설명되는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 하전 입자 발생용 타깃이 전술한 본 발명의 실시예들에 따른 하전 입자 발생용 타깃과 다른 점은 자기조립 단부자막층은 복수의 영역들에 제공될 수 있다는 점이다.

[0075] 자기조립 단분자막층(115)은 복수의 영역들에 제공될 수 있으며, 복수의 영역들은 일정하게 배열된 형태를 가질 수 있지만, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 복수의 영역들 각각은 적어도 하나의 관통 홀(115)을 가질 수 있다.

[0076] 레이저 빔(도 1의 LB 참조)이 어느 하나의 영역에 제공된 자기조립 단분자막층(120)으로 입사되면, 타깃층(110)의 일 지점에서 하전 입자들(도 1의 255 참조)이 발생할 수 있다. 이때, 레이저 빔이 다른 하나의 영역에 제공된 자기조립 단분자막층(120)로 입사되면, 타깃층(110)의 타 지점에서 하전 입자들이 발생할 수 있다. 이러한 방법으로 레이저 빔이 복수의 영역들에 제공된 자기조립 단분자막층들(120)로 입사되면, 인체 내의 종양 부위

(도 3의 BO 참조)에 연속적으로 하전 입자 빔(도 3의 PB 참조)이 투사될 수 있다. 이와는 달리, 레이저 빔이 복수의 영역들에 제공된 자기조립 단분자막층들(120)로 동시에 입사되면, 인체 내의 종양 부위에 넓은 면적으로 하전 입자 빔이 투사될 수 있다.

[0077] 이에 더하여, 복수의 영역들에 제공된 자기조립 단분자막층들(120) 각각은 서로 다른 종류의 자기조립 단분자막으로 구성될 경우, 레이저 빔이 어느 하나의 영역에 제공된 자기조립 단분자막층(120)으로 입사되면, 타깃층(110)의 일 지점에서 원하는 에너지를 갖는 하전 입자들이 발생할 수 있다. 이때, 레이저 빔이 다른 하나의 영역에 제공된 자기조립 단분자막층(120)으로 입사되면, 타깃층(110)의 타 지점에서 다른 원하는 에너지를 갖는 하전 입자들이 발생할 수 있다. 이러한 방법으로 레이저 빔이 복수의 영역들에 제공된 자기조립 단분자막층들(120)로 입사되면, 인체 내의 종양 부위에 연속적으로 서로 다른 에너지를 갖는 하전 입자 빔이 투사될 수 있다. 이와는 달리, 레이저 빔이 복수의 영역들에 제공된 자기조립 단분자막층들(120)로 동시에 입사되면, 인체 내의 종양 부위에 서로 다른 에너지를 갖는 하전 입자 빔들이 동시에 투사될 수 있다.

[0078] 상기한 본 발명의 실시예들에 따르면 하전 입자 발생용 타깃이 자기조립 단분자막층을 포함함으로써, 하전 입자 발생용 타깃에 입사된 레이저 빔에 의해 플라즈마의 밀도가 조절될 수 있다. 이에 따라, 레이저의 출력을 증가시키지 않으면서 고에너지의 하전 입자를 발생시킬 수 있는 하전 입자 발생용 타깃이 제공될 수 있다.

[0079] 또한, 본 발명의 실시예들에 따라 제조된 하전 입자 발생용 타깃은 타깃층 상에 자기조립 단분자막층이 형성됨으로써, 하전 입자 발생용 타깃에 입사된 레이저 빔에 의해 플라즈마의 밀도가 조절될 수 있다. 이에 따라, 레이저의 출력을 증가시키기 않으면서 고에너지의 하전 입자를 발생시킬 수 있는 하전 입자의 발생용 타깃의 제조 방법이 제공될 수 있다.

[0080] 이에 더하여, 본 발명의 실시예들에 따른 하전 입자 빔 치료 장치가 자기조립 단분자막층을 포함하는 하전 입자 발생용 타깃을 이용함으로써, 고에너지의 하전 입자를 환자의 종양 부위로 투사할 수 있다. 이에 따라, 낮은 비용으로 환자의 종양을 치료할 수 있는 하전 입자 빔 치료 장치가 제공될 수 있다.

[0081] 이상, 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명의 실시예들을 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들에는 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

부호의 설명

[0082] 100, 110a, 110b, 110c : 타깃층

112, 112a, 112b, 112c : 지지층

114 : 마스크 패턴

115 : 관통 홀

120, 120a, 120b, 120c : 자기조립 단분자막(층)

250 : 플라즈마

255 : 하전 입자

1000, 1000A, 1000B, 1000C, 1000D, 1000E : 하전 입자 발생용 타깃

2000 : 의료 기구

2100 : 치료 장치

2200 : 제어부

AC : 가속기

BO : 종양 부위

FA : 집속 장치

LB : 레이저 빔

LGS : 광 가이드 구조체

LS : 레이저

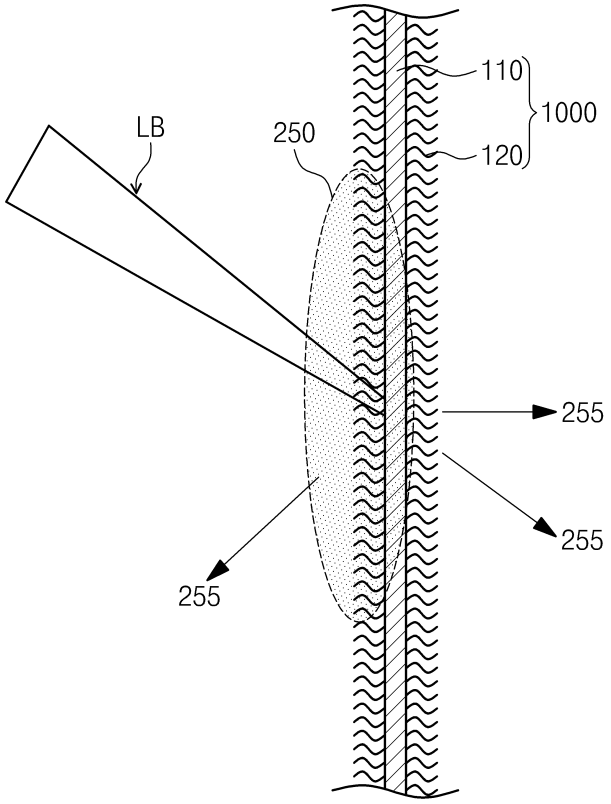
MA : 질량 분석기

PB : 하전 입자 빔

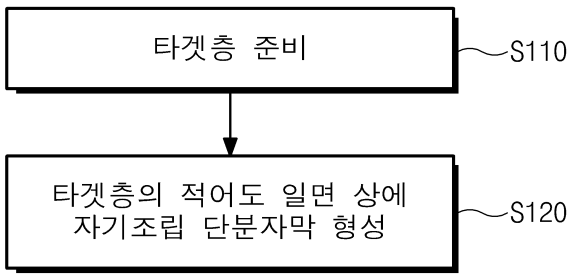
PGS : 하전 입자 빔 구조체

도면

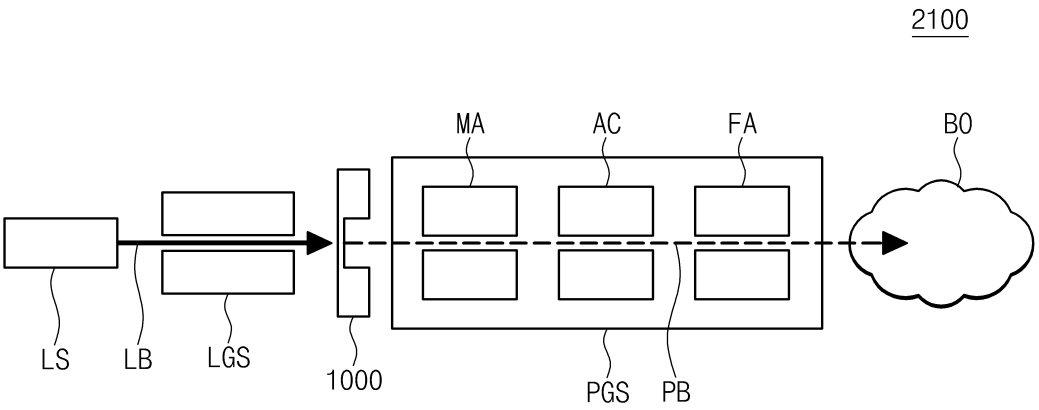
도면1



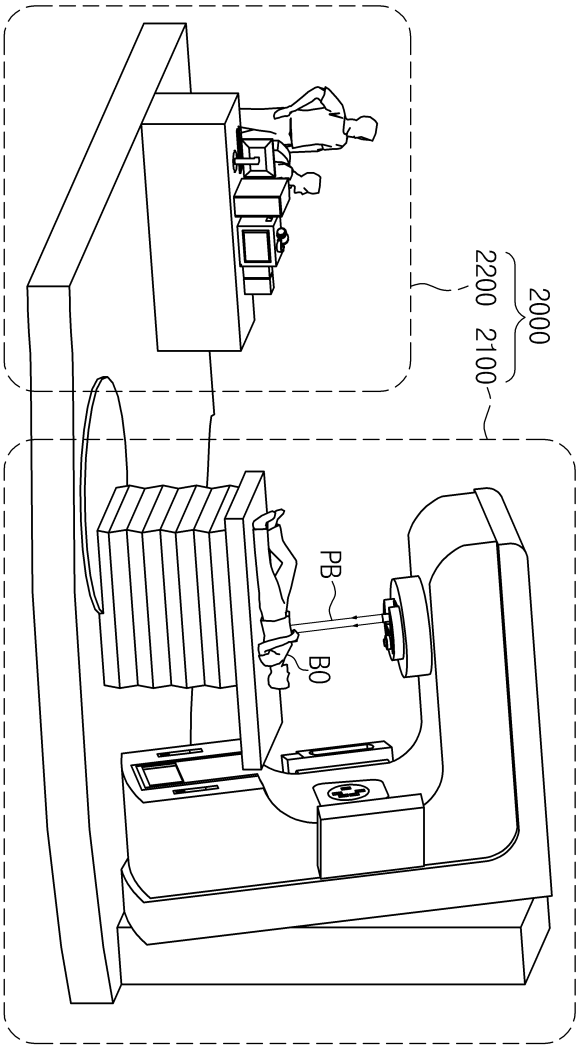
도면2



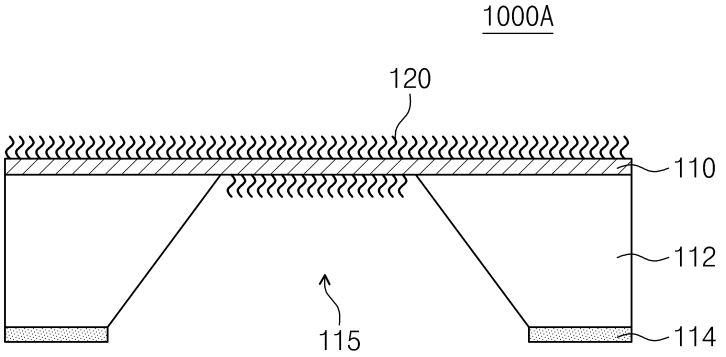
도면3



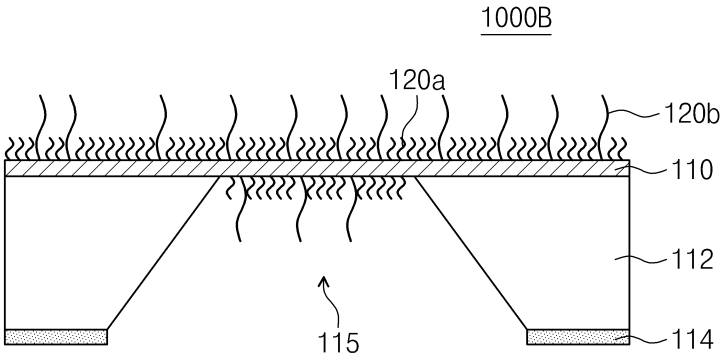
도면4



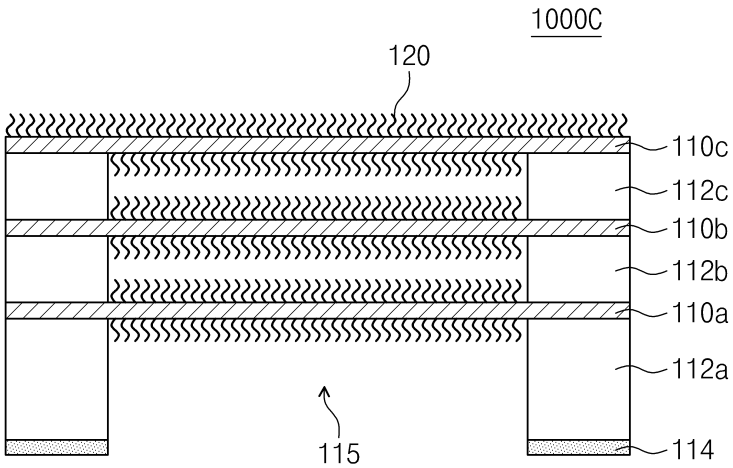
도면5


1000A
120
110
112
115
114

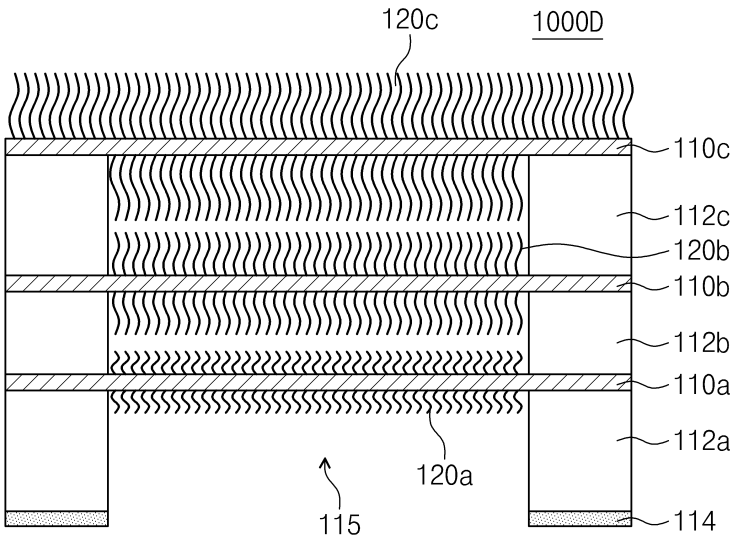
도면6


1000B
120a
120b
110
112
115
114

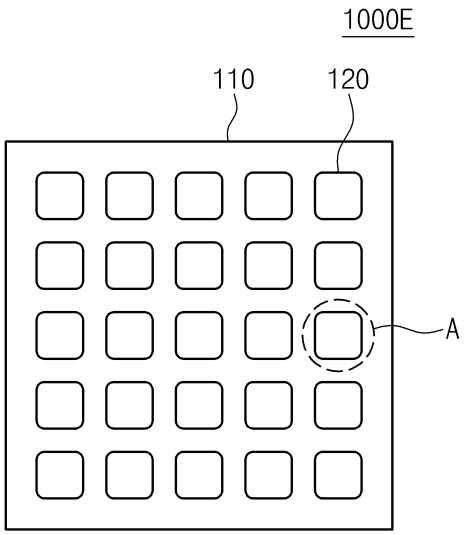
도면7


1000C
120
110c
112c
110b
112b
110a
112a
115
114

도면8


120c
1000D
110c
112c
120b
110b
112b
110a
112a
120a
115
114

도면9a


1000E
110
120
A

도면9b

