(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0110857
(43) 공개일자 2018년10월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
*A61B 8/00* (2006.01)
(52) CPC특허분류
*A61B 8/00* (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0040710
(22) 출원일자 2017년03월30일
심사청구일자 2017년03월30일

(71) 출원인
**서강대학교산학협력단**
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)
(72) 발명자
**송태경**
서울특별시 종로구 평창문화로 156, 101동 703호 (평창동, 롯데캐슬로잔아파트)
**김필수**
서울특별시 마포구 동교로8안길 35, 202호 (합정동, 미도맨숀)
**정은지**
경상남도 창원시 성산구 대정로 79, 109동 1107호 (남양동, 성원1차아파트)
(74) 대리인
**특허법인충현**

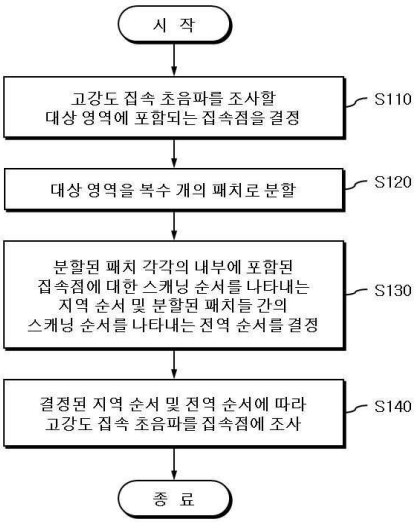
전체 청구항 수 : 총 19 항

(54) 발명의 명칭 **고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치 및 방법**

## (57) 요 약

본 발명은 초음파 변환자를 통해 고강도 집속 초음파(high-intensity focused ultrasound, HIFU)를 생성하는 기술에 관한 것으로, 고강도 집속 초음파를 위한 스캐닝(scanning) 방법은, 고강도 집속 초음파를 조사할 대상 영역에 포함되는 집속점을 결정하고, 대상 영역을 복수 개의 패치(patch)로 분할하고, 분할된 패치 각각의 내부에 포함된 집속점에 대한 스캐닝 순서를 나타내는 지역 순서(local sequence) 및 분할된 패치들 간의 스캐닝 순서를 나타내는 전역 순서(global sequence)를 결정하며, 결정된 지역 순서 및 전역 순서에 따라 고강도 집속 초음파를 집속점에 조사한다.

*대 표 도* - 도4



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

| | |
|---|---|
| 과제고유번호 | NRF-2015M3D5A1065997 |
| 부처명 | 미래창조과학부 |
| 연구관리전문기관 | 한국연구재단 |
| 연구사업명 | 신시장창조차세대의료기기개발사업 |
| 연구과제명 | 고정밀 · 실시간 초음파 치료 모니터링 기법 개발 |
| 기 여 율 | 1/1 |
| 주관기관 | 서강대학교 산학협력단 |
| 연구기간 | 2015.11.01 ~ 2018.07.31 |

# 명 세 서

## 청구범위

### 청구항 1

고강도 집속 초음파(high-intensity focused ultrasound, HIFU)를 위한 스캐닝(scanning) 방법에 있어서,

고강도 집속 초음파를 조사할 대상 영역에 포함되는 집속점을 결정하는 단계;

상기 대상 영역을 복수 개의 패치(patch)로 분할하는 단계;

분할된 상기 패치 각각의 내부에 포함된 집속점에 대한 스캐닝 순서를 나타내는 지역 순서(local sequence) 및 분할된 상기 패치들 간의 스캐닝 순서를 나타내는 전역 순서(global sequence)를 결정하는 단계; 및

결정된 상기 지역 순서 및 상기 전역 순서에 따라 상기 고강도 집속 초음파를 상기 집속점에 조사하는 단계를 포함하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 지역 순서는,

치료 시간을 고려하되 상기 패치 내부에 포함된 집속점 각각에 조사되는 고강도 집속 초음파에 의해 형성되는 병변(lesion)에 대한 열선량(thermal dose)이 미리 설정된 기준치에 부합하도록 스캐닝 순서를 결정하는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

### 청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 패치 내부에 포함된 집속점으로부터 구성 가능한 복수 개의 스캐닝 순서 각각에 대해 미리 치료 시간을 조사하고, 조사된 치료 시간이 최소화되는 스캐닝 순서를 상기 지역 순서로 결정하는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 지역 순서는,

집속점들 간의 거리 및 경과 시간에 따른 열전도 효과를 고려하여, 연속하는 스캐닝 순서 중 직접 인접하는 집속점의 수를 최소화하도록 결정되는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

### 청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 전역 순서는,

분할된 상기 패치의 수를 고려하여 상기 패치들로부터 구성 가능한 복수 개의 스캐닝 순서 각각에 대해 미리 치료 시간을 조사하고, 조사된 치료 시간이 최소화되는 스캐닝 순서를 결정하는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

### 청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 전역 순서는,

패치들 간의 거리 및 경과 시간에 따른 열전도 효과를 고려하여, 연속하는 스캐닝 순서 중 직접 인접하는 패치

의 수를 최소화하도록 결정되는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

**청구항 7**

제 1 항에 있어서,

상기 대상 영역을 복수 개의 패치로 분할하는 단계는,

상기 집속점의 수에 따라 미리 설정된 패치의 분할 방식을 선택하는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

**청구항 8**

제 7 항에 있어서,

상기 패치의 분할 방식은,

상기 대상 영역의 밀도, 조직의 비열(specific heat), 열 전도율(thermal conductivity), 혈류로 인한 열 전달(convective heat transfer), 주변 혈액의 온도, 음속, 감쇄 계수, 초음파 최대 압력(acoustic peak pressure), 초음파의 듀티 사이클(duty cycle), 초점 거리와 변환자 구경의 비율인 F-넘버(number), 펄스 길이(pulse duration), 집속점 사이의 거리(interval between foci), 빔 폭, 집속 깊이, 변환자 구경, 중심 주파수 중 적어도 하나를 고려하여 미리 설정되는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

**청구항 9**

고강도 집속 초음파(high-intensity focused ultrasound, HIFU)를 위한 스캐닝(scanning) 방법에 있어서,

고강도 집속 초음파를 조사할 대상 영역에 포함되는 집속점의 수 및 상기 대상 영역을 분할하는 패치(patch)의 수를 설정하는 단계;

분할된 상기 패치 각각의 내부에 포함된 집속점에 대한 스캐닝 순서를 나타내는 지역 순서(local sequence)의 후보 및 분할된 상기 패치들 간의 스캐닝 순서를 나타내는 전역 순서(global sequence)의 후보를 생성하는 단계;

생성된 상기 지역 순서의 후보 및 상기 전역 순서의 후보에 대한 열선량(thermal dose)이 미리 설정된 기준치에 부합하도록 집속 초음파를 조사하는 경우의 소요 시간을 산출하는 단계; 및

상기 지역 순서의 후보 및 상기 전역 순서의 후보에 대하여 각각 산출된 상기 소요 시간이 최소화되는 값에 해당하는 지역 순서 및 전역 순서를 최적 스캐닝 순서로서 결정하는 단계를 포함하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

**청구항 10**

제 9 항에 있어서,

상기 소요 시간을 산출하는 단계는,

상기 지역 순서의 후보 및 상기 전역 순서의 후보에 대하여 초음파에 대한 음장(beam field) 및 온도 분포를 모사(simulation)하여 열선량(thermal dose)을 산출하는 단계; 및

산출된 상기 열선량이 고강도 집속 초음파의 조사에 따른 적정 치료의 정도를 나타내는 기준치에 부합하도록 상기 후보들의 순서를 따라 전체 소요 시간을 산출하는 단계를 포함하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

**청구항 11**

제 9 항에 있어서,

상기 소요 시간이 최소화되는 지역 순서는,

상기 패치 내부에 포함된 집속점들 중 직접 인접하는 집속점의 수가 최소화되도록 연속하는 스캐닝 순서를 선택하는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

**청구항 12**

제 9 항에 있어서,

상기 소요 시간이 최소화되는 전역 순서는,

상기 대상 영역 내의 패치들 중 직접 인접하는 패치의 수가 최소화되도록 연속하는 스캐닝 순서를 선택하는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

**청구항 13**

제 9 항에 있어서,

상기 대상 영역에 대하여 설정된 상기 집속점의 수 및 상기 패치의 수를 변화시켜 재설정하는 단계를 더 포함하고,

재설정된 상기 집속점의 수 및 상기 패치의 수에 따라, 상기 지역 순서의 후보 및 상기 전역 순서의 후보를 생성하는 단계, 상기 소요 시간을 산출하는 단계 및 상기 소요 시간이 최소화되는 지역 순서 및 전역 순서를 최적 스캐닝 순서로서 결정하는 단계를 순차적으로 반복 수행하는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

**청구항 14**

제 13 항에 있어서,

상기 집속점의 수 및 상기 패치의 수에 대응하여 최적 스캐닝 순서로 결정된 지역 순서 및 전역 순서를 상호 매칭시켜 저장하는 단계를 더 포함하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법.

**청구항 15**

제 9 항 내지 제 14 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

**청구항 16**

고강도 집속 초음파(high-intensity focused ultrasound, HIFU)를 조사하기 위한 초음파 변환자;

상기 초음파 변환자를 통해 고강도 집속 초음파를 조사하고자 하는 집속점을 이동시키는 구동부; 및

대상 영역에 포함되는 집속점의 수를 고려하여 결정된 스캐닝(scanning) 순서에 따라 고강도 집속 초음파의 조사를 제어하는 제어부를 포함하고,

상기 제어부는,

고강도 집속 초음파를 조사할 대상 영역에 포함되는 집속점을 결정하고, 상기 대상 영역을 복수 개의 패치(patch)로 분할하고, 분할된 상기 패치 각각의 내부에 포함된 집속점에 대한 스캐닝 순서를 나타내는 지역 순서(local sequence) 및 분할된 상기 패치들 간의 스캐닝 순서를 나타내는 전역 순서(global sequence)를 결정하며, 결정된 상기 지역 순서 및 상기 전역 순서에 따라 상기 고강도 집속 초음파를 상기 집속점에 조사하는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치.

**청구항 17**

제 16 항에 있어서,

상기 제어부는,

치료 시간을 고려하되 상기 패치 내부에 포함된 집속점 각각에 조사되는 고강도 집속 초음파에 의해 형성되는 병변(lesion)에 대한 열선량(thermal dose)이 미리 설정된 기준치에 부합하도록 스캐닝 순서를 결정하되, 상기 패치 내부에 포함된 집속점으로부터 구성 가능한 복수 개의 스캐닝 순서 각각에 대해 미리 치료 시간을 조사하고, 조사된 치료 시간이 최소화되는 스캐닝 순서를 상기 지역 순서로 결정하는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치.

**청구항 18**

제 16 항에 있어서,

상기 제어부는,

분할된 상기 패치의 수를 고려하여 상기 패치들로부터 구성 가능한 복수 개의 스캐닝 순서 각각에 대해 미리 치료 시간을 조사하고, 조사된 치료 시간이 최소화되는 스캐닝 순서를 상기 전역 순서로 결정하는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치.

**청구항 19**

제 16 항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 집속점의 수에 따라 미리 설정된 패치의 분할 방식을 선택함으로써 상기 대상 영역을 복수 개의 패치로 분할하되, 상기 패치의 분할 방식은, 상기 대상 영역의 밀도, 조직의 비열(specific heat), 열 전도율(thermal conductivity), 혈류로 인한 열 전달(convective heat transfer), 주변 혈액의 온도, 음속, 감쇄 계수, 초음파 최대 압력(acoustic peak pressure), 초음파의 듀티 사이클(duty cycle), 초점 거리와 변환자 구경의 비율인 F-넘버(number), 펄스 길이(pulse duration), 집속점 사이의 거리(interval between foci), 빔 폭, 집속 깊이, 변환자 구경, 중심 주파수 중 적어도 하나를 고려하여 미리 설정되는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치.

## *발명의 설명*

### *기 술 분 야*

[0001] 본 발명은 초음파 변환자를 통해 고강도 집속 초음파를 생성하는 기술에 관한 것으로, 특히 고강도 집속 초음파를 조사하고자 하는 대상 영역에 대하여 어떠한 순서와 방식에 따라 빔 집속을 수행할 것인지를 제시하는 스캐닝 장치, 방법 및 그 방법을 기록한 기록매체에 관한 것이다.

### *배 경 기 술*

[0002] 종양(tumor) 등을 치료하기 위하여 사용하는 종래의 외과 수술(open surgery) 및 화학적 치료(chemotherapy)는 수술 중 사망의 가능성, 면역 시스템 저하, 전이 가능성, 수술 후 통증, 긴 회복 시간 및 선택적 치료의 어려움 등이 단점으로 지적되었다. 이러한 단점을 극복하기 위한 기법으로 고강도 집속 초음파(High Intensity Focused Ultrasound, HIFU)를 이용한 치료 기법의 중요성이 증대되고 있다.

[0003] HIFU 치료는 고강도로 집속된 초음파를 인체 내에 인가함으로써 초음파의 기계적 에너지를 열에너지로 변환시켜 초점 영역의 온도를 상승시킨다. 이를 이용하여 인체 내 암 조직 등을 열적 삭마(Thermal ablation)를 통해 응고 괴사(Coagulative necrosis)시키는 기법이다. 이러한 HIFU는 기존의 외과 수술과 달리 비침습적(Non-invasive)으로 주변 정상조직의 손상 없이 수 mm의 해상도로 국소적으로 치료가 가능하며 매우 짧은 회복시간을 갖는 장점이 있다.

[0004] HIFU를 이용한 열적 삭마 이외에도 집속 초음파(Focused Ultrasund, FUS)의 기계적인 특성을 이용한 기계적 삭마(mechanical ablation) 기법인 histotripsy, Sonoporation, BBB opening 등 FUS를 이용한 다양한 치료 기법을 통해 인체 내 병변에 대한 비침습적인 치료를 수행할 수 있다.

[0005] 일반적으로 이러한 HIFU 및 FUS 치료 시 치료 영역이 초음파의 집속 영역보다 상대적으로 크기 때문에 전체 대상 영역에 대한 치료를 수행하기 위하여 초점 위치 변경이 필수적이다. 이를 위해 전체 대상 영역 내에 빔 집속을 어떠한 순서와 방식으로 진행할지에 관한 전략이 필요하나, 종래에는 이에 대한 큰 고민이나 연구가 많지 않았던 것이 현실이다.

[0006] 이하에서 제시되는 선행기술문헌은 넓은 영역에 대한 전략적이지 못한 HIFU 치료로 인해 시술 시간이 길어지고, 이로 인해 환자가 같은 자세를 유지해야 하는 불편이 야기되어 환자의 통증이 가중되는 문제점을 지적한 바 있다.

### *선행기술문헌*

### 비특허문헌

[0007] (비특허문헌 0001) Xiao-Long Ren et al., "Extracorporeal ablation of uterine fibroids with high-intensity focused ultrasound", J Ultrasound Med 2007; 26:201-212

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0008] 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는, 종래의 고강도 집속 초음파를 시술하고자 하는 대상 영역 전체에 대한 비효율적인 스캐닝 방식으로 인해 시술에 소요되는 시간이 지연되는 문제점을 해소하고, 시술 시간의 장기화에 따라 MR 영상을 확인하며 시술을 수행하는 MR-guided HIFU의 경우 시술 시간에 비례하여 비용이 크게 증가하거나 환자의 불편이 발생하는 약점을 해결하며, 집속점 각각에 동일한 시간을 소비하여 빔 집속을 수행할 경우 인접한 영역의 열 전달로 인해 과잉치료(overtreatment)나 비효율적인 시술이 이루어지지 않는 한계를 극복하고자 한다.

### 과제의 해결 수단

[0009] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 고강도 집속 초음파(high-intensity focused ultrasound, HIFU)를 위한 스캐닝(scanning) 방법은, 고강도 집속 초음파를 조사할 대상 영역에 포함되는 집속점을 결정하는 단계; 상기 대상 영역을 복수 개의 패치(patch)로 분할하는 단계; 분할된 상기 패치 각각의 내부에 포함된 집속점에 대한 스캐닝 순서를 나타내는 지역 순서(local sequence) 및 분할된 상기 패치들 간의 스캐닝 순서를 나타내는 전역 순서(global sequence)를 결정하는 단계; 및 결정된 상기 지역 순서 및 상기 전역 순서에 따라 상기 고강도 집속 초음파를 상기 집속점에 조사하는 단계를 포함한다.

[0010] 일 실시예에 따른 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법에서, 상기 지역 순서는, 치료 시간을 고려하되 상기 패치 내부에 포함된 집속점 각각에 조사되는 고강도 집속 초음파에 의해 형성되는 병변(lesion)에 대한 열선량(thermal dose)이 미리 설정된 기준치에 부합하도록 스캐닝 순서를 결정할 수 있다. 또한, 상기 패치 내부에 포함된 집속점으로부터 구성 가능한 복수 개의 스캐닝 순서 각각에 대해 미리 치료 시간을 조사하고, 조사된 치료 시간이 최소화되는 스캐닝 순서를 상기 지역 순서로 결정할 수 있다.

[0011] 일 실시예에 따른 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법에서, 상기 지역 순서는, 집속점들 간의 거리 및 경과 시간에 따른 열전도 효과를 고려하여, 연속하는 스캐닝 순서 중 직접 인접하는 집속점의 수를 최소화하도록 결정될 수 있다.

[0012] 일 실시예에 따른 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법에서, 상기 전역 순서는, 분할된 상기 패치의 수를 고려하여 상기 패치들로부터 구성 가능한 복수 개의 스캐닝 순서 각각에 대해 미리 치료 시간을 조사하고, 조사된 치료 시간이 최소화되는 스캐닝 순서를 결정할 수 있다. 또한, 상기 전역 순서는, 패치들 간의 거리 및 경과 시간에 따른 열전도 효과를 고려하여, 연속하는 스캐닝 순서 중 직접 인접하는 패치의 수를 최소화하도록 결정될 수 있다.

[0013] 일 실시예에 따른 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법에서, 상기 대상 영역을 복수 개의 패치로 분할하는 단계는, 상기 집속점의 수에 따라 미리 설정된 패치의 분할 방식을 선택할 수 있다. 또한, 상기 패치의 분할 방식은, 상기 대상 영역의 밀도, 조직의 비열(specific heat), 열 전도율(thermal conductivity), 혈류로 인한 열 전달(convective heat transfer), 주변 혈액의 온도, 음속, 감쇄 계수, 초음파 최대 압력(acoustic peak pressure), 초음파의 듀티 사이클(duty cycle), 초점 거리와 변환자 구경의 비율인 F-넘버(number), 펄스 길이(pulse duration), 집속점 사이의 거리(interval between foci), 빔 폭, 집속 깊이, 변환자 구경, 중심 주파수 중 적어도 하나를 고려하여 미리 설정될 수 있다.

[0014] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파(high-intensity focused ultrasound, HIFU)를 위한 스캐닝(scanning) 방법은, 고강도 집속 초음파를 조사할 대상 영역에 포함되는 집속점의 수 및 상기 대상 영역을 분할하는 패치(patch)의 수를 설정하는 단계; 분할된 상기 패치 각각의 내부에 포함된 집속점에 대한 스캐닝 순서를 나타내는 지역 순서(local sequence)의 후보 및 분할된 상기 패치들 간의 스캐닝 순서를 나타내는 전역 순서(global sequence)의 후보를 생성하는 단계; 생성된 상기 지역 순서

의 후보 및 상기 전역 순서의 후보에 대한 열선량(thermal dose)이 미리 설정된 기준치에 부합하도록 집속 초음파를 조사하는 경우의 소요 시간을 산출하는 단계; 및 상기 지역 순서의 후보 및 상기 전역 순서의 후보에 대하여 각각 산출된 상기 소요 시간이 최소화되는 값에 해당하는 지역 순서 및 전역 순서를 최적 스캐닝 순서로서 결정하는 단계를 포함한다.

[0015] 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법에서, 상기 소요 시간을 산출하는 단계는, 상기 지역 순서의 후보 및 상기 전역 순서의 후보에 대하여 초음파에 대한 음장(beam field) 및 온도 분포를 모사(simulation)하여 열선량(thermal dose)을 산출하는 단계; 및 산출된 상기 열선량이 고강도 집속 초음파의 조사에 따른 적정 치료의 정도를 나타내는 기준치에 부합하도록 상기 후보들의 순서를 따라 전체 소요 시간을 산출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0016] 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법에서, 상기 소요 시간이 최소화되는 지역 순서는, 상기 패치 내부에 포함된 집속점들 중 직접 인접하는 집속점의 수가 최소화되도록 연속하는 스캐닝 순서를 선택할 수 있다.

[0017] 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법에서, 상기 소요 시간이 최소화되는 전역 순서는, 상기 대상 영역 내의 패치들 중 직접 인접하는 패치의 수가 최소화되도록 연속하는 스캐닝 순서를 선택할 수 있다.

[0018] 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법은, 상기 대상 영역에 대하여 설정된 상기 집속점의 수 및 상기 패치의 수를 변화시켜 재설정하는 단계를 더 포함하고, 재설정된 상기 집속점의 수 및 상기 패치의 수에 따라, 상기 지역 순서의 후보 및 상기 전역 순서의 후보를 생성하는 단계, 상기 소요 시간을 산출하는 단계 및 상기 소요 시간이 최소화되는 지역 순서 및 전역 순서를 최적 스캐닝 순서로서 결정하는 단계를 순차적으로 반복 수행할 수 있다. 또한, 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법은, 상기 집속점의 수 및 상기 패치의 수에 대응하여 최적 스캐닝 순서로 결정된 지역 순서 및 전역 순서를 상호 매칭시켜 저장하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0019] 나아가, 이하에서는 상기 기재된 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.

[0020] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파(high-intensity focused ultrasound, HIFU)를 위한 스캐닝(scanning) 장치는, 고강도 집속 초음파(high-intensity focused ultrasound, HIFU)를 조사하기 위한 초음파 변환자; 상기 초음파 변환자를 통해 고강도 집속 초음파를 조사하고자 하는 집속점을 이동시키는 구동부; 및 대상 영역에 포함되는 집속점의 수를 고려하여 결정된 스캐닝(scanning) 순서에 따라 고강도 집속 초음파의 조사를 제어하는 제어부를 포함하고, 상기 제어부는, 고강도 집속 초음파를 조사할 대상 영역에 포함되는 집속점을 결정하고, 상기 대상 영역을 복수 개의 패치(patch)로 분할하고, 분할된 상기 패치 각각의 내부에 포함된 집속점에 대한 스캐닝 순서를 나타내는 지역 순서(local sequence) 및 분할된 상기 패치들 간의 스캐닝 순서를 나타내는 전역 순서(global sequence)를 결정하며, 결정된 상기 지역 순서 및 상기 전역 순서에 따라 상기 고강도 집속 초음파를 상기 집속점에 조사한다.

[0021] 또 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치에서, 상기 제어부는, 치료 시간을 고려하되 상기 패치 내부에 포함된 집속점 각각에 조사되는 고강도 집속 초음파에 의해 형성되는 병변(lesion)에 대한 열선량(thermal dose)이 미리 설정된 기준치에 부합하도록 스캐닝 순서를 결정하되, 상기 패치 내부에 포함된 집속점으로부터 구성 가능한 복수 개의 스캐닝 순서 각각에 대해 미리 치료 시간을 조사하고, 조사된 치료 시간이 최소화되는 스캐닝 순서를 상기 지역 순서로 결정할 수 있다.

[0022] 또 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치에서, 상기 제어부는, 분할된 상기 패치의 수를 고려하여 상기 패치들로부터 구성 가능한 복수 개의 스캐닝 순서 각각에 대해 미리 치료 시간을 조사하고, 조사된 치료 시간이 최소화되는 스캐닝 순서를 상기 전역 순서로 결정할 수 있다.

[0023] 또 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치에서, 상기 제어부는, 상기 집속점의 수에 따라 미리 설정된 패치의 분할 방식을 선택함으로써 상기 대상 영역을 복수 개의 패치로 분할하되, 상기 패치의 분할 방식은, 상기 대상 영역의 밀도, 조직의 비열(specific heat), 열 전도율(thermal conductivity), 혈류로 인한 열전달(convective heat transfer), 주변 혈액의 온도, 음속, 감쇄 계수, 초음파 최대 압력(acoustic peak pressure), 초음파의 듀티 사이클(duty cycle), 초점 거리와 변환자 구경의 비율인 F-넘버(number), 펄스 길이(pulse duration), 집속점 사이의 거리(interval between foci), 빔 폭, 집속 깊이, 변환자 구경, 중심 주파수 중 적어도 하나를 고려하여 미리 설정될 수 있다.

## 발명의 효과

[0024] 본 발명의 실시예들은, 치료하고자 하는 대상 영역을 복수 개의 패치로 분할하고 하나의 패치 내에 포함되는 집속점들에 대한 스캐닝 순서인 지역 순서 및 패치들 간의 스캐닝 순서인 전역 순서를 결정하여 전략적인 빔 집속을 수행함으로써, 넓은 전체 치료 영역에 대한 스캐닝 방식에 비해 시술에 소요되는 시간을 단축시킬 수 있으며, 그에 수반되는 비용을 절감시킬 수 있을 뿐만 아니라, 시술 시간 단축에 따른 환자의 불편을 경감시킬 수 있다.

## 도면의 간단한 설명

[0025] 도 1은 HIFU 치료 환경에서 대상 영역 전체에 대한 다양한 스캐닝 방식을 예시하고 있다.

도 2는 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 패치(patch) 기반의 스캐닝 방식을 종래의 전체 영역 기반의 스캐닝 방식과 비교하여 설명하기 위한 도면이다.

도 3은 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 패치 기반의 스캐닝 방식에서의 경우의 수를 예시한 도면이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 고강도 집속 초음파를 위한 패치 기반의 스캐닝 방법을 도시한 흐름도이다.

도 5는 본 발명의 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파를 위한 패치 기반의 스캐닝 방법을 도시한 흐름도이다.

도 6은 컴퓨터 시뮬레이션에서 초음파 음장을 산출하기 위한 구조를 도시한 도면이다.

도 7은 컴퓨터 시뮬레이션에서 온도 분포를 도출하기 위한 유한 요소 해석의 계산 영역을 도시한 도면이다.

도 8은 도 7의 각 요소에서의 노드를 설명하기 위한 도면이다.

도 9는 하나의 집속점에서의 치료 종료 여부를 결정하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 10 및 도 11은 각각 2x2 및 3x3의 패치 크기에서의 최적 스캐닝 방법을 도출한 예시적 실험 결과를 설명하기 위한 도면이다.

도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파를 위한 패치 기반의 스캐닝 장치를 도시한 블록도이다.

## 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0026] 본 발명의 실시예들을 설명하기에 앞서, HIFU 치료 환경의 특징 및 제약 조건을 소개하고 이에 따라 종래의 HIFU 치료 과정에서 활용되는 집속점의 스캐닝 방식에서 나타나는 문제점들을 검토한 후, 이들 문제점을 해결하기 위해 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 기술적 수단을 순차적으로 소개하도록 한다.

[0027] 앞서 간략히 소개한 바와 같이, HIFU로 치료하는 양성 또는 악성 종양의 지름은 수 센티미터에 달하는 반면, HIFU 빔폭(beam width)은 3mm 이내의 지름과 1cm 정도의 길이를 가지므로 하나의 HIFU 빔으로 병변 전체를 치료하는 것은 어렵다. 따라서 병변 전체에 걸쳐 HIFU의 집속점(focus)이 될 지점의 위치와 순서를 미리 정해놓고 차례대로 집속점을 스캐닝(scanning)하게 된다. 한편, HIFU로 인한 온도 증가는 주변의 열전도에 영향을 받으므로 어떠한 순서(sequence)로 스캐닝 하는가에 따라 시술 시간이 달라진다. 시술 시간이 길어지면, MR 영상을 확인하며 HIFU 시술을 수행하는 MR-guided HIFU의 경우, MR 시술 비용이 비싸기 때문에 시술 시간에 비례하여 비용이 크게 증가하게 된다. 또한, 시술 시간 동안 환자가 같은 자세를 유지해야 하므로 시술 시간이 길어지면 환자의 불편을 야기한다. 특히 시술하는 동안 통증을 느끼는 환자의 경우 긴 치료 시간은 더욱 문제가 된다. 따라서, 적절한 치료 효과가 나타날 수 있을 정도로 시술이 되었음을 보장하면서도 시술 시간을 단출할 수 있는 전략적인 스캐닝 방법의 제시가 요구되게 되었다.

[0028] 스캐닝 순서를 최적화하기 위해 최적 제어 이론(optimal control theory)의 최소 시간 방법(minimum time formulation)을 활용하고자 한다. 해당 이론을 적용하기 위해 생물체 내에서의 온도 분포를 나타내는 bioheat transfer equation을 유한요소방법(Finite element method, FEM)로 푼 수학식 1을 상태 방정식(state equation)으로 한다.

*수학식 1*

[0029] $$T_{k+1} = AT_k + P + Bu_k$$

[0030] 여기서, $T_k$는 시간 k 에서의 온도, A는 유한요소 시스템 행렬, P는 관류에 대한 항, B 는 음장(beam field), $u_k$는 가해주는 초음파 세기를 의미한다.

[0031] HIFU에서 치료의 정도를 수치화 하기 위해 다음의 수학식 2와 같은 열선량(thermal dose)을 사용한다.

*수학식 2*

[0032] $$D(T,t) = \int_{t_{initial}}^{t} R^{(43-T(t'))} dt', \quad R = \begin{cases} 0.25 & for \quad T(t') < 43^{\circ}C \\ 0.50 & for \quad T(t') \geq 43^{\circ}C \end{cases}$$

[0033] 수학식 2의 단위는 43℃에서의 시간(분)과 일치하며 CEM(Cumulative Equivalent Minutes)로 나타낸다. 240 CEM 이상에서, 즉 43℃로 240분 이상 유지되는 효과와 일치할 때, 괴사가 일어나 치료가 된다고 전제하자.

[0034] 원하는 열선량(thermal dose) 값인 $D_d$까지 도달하는 시간을 최소화하기 위해 다음의 수학식 3을 비용 함수(cost function)로 정한다. 해당 식은 열선량과 $D_d$의 차이를 가중치 행렬(weight matrix) W 를 이용하여 노름(norm)의 꼴로 나타낸 것이다.

*수학식 3*

[0035] $$J(D,u) = \int_{t_{initial}}^{t_{final}} \|D - D_d\|_W^2 \, dt$$

$$= \int_{t_{initial}}^{t_{final}} (D - D_d)^T W (D - D_d) dt$$

[0036] 해밀톤 식(Hamiltonian form)을 이용하여 상태 방정식 수학식 1과 비용 함수 수학식 3을 결합하면 다음과 같다.

*수학식 4*

[0037] $$H(D,T,u) = \|D - D_d\|_W^2 + \lambda_k^T (AT_k + P + Bu_k)$$

[0038] 여기서 $\lambda_k$는 라그랑지 곱셈기(Lagrange multiplier)이다. 해당 식에 costate equation $\lambda_{k-1} = \frac{\partial H}{\partial T_k}$을 적용하여 풀면 다음과 같다.

*수학식 5*

[0039] $$\lambda_{k-1} = \frac{\partial H}{\partial T_k} = A^T \lambda_k + \ln(R) R^{43-T_k} \otimes W(D - D_d)$$

[0040] 수학식 5에서 $\otimes$는 요소 간의 곱셈(element wise product)를 나타낸다. 이렇게 구한 라그랑지 곱셈기의 값을 이용하여 비용 함수(cost function)을 최소화하기 위해, 미리 정해진 집속점 중 $\lambda_k^T B$가 최소가 되는 지점을 선택한다. 이 방법을 통해 최적 스캐닝 순서를 결정한다.

[0041] 피드백 방식에 의해 초음파 세기 $u_k$는 다음과 같이 정해진다.

*수학식 6*

[0042] $$u_k = \begin{cases} T_d - T_{i,k} & if \quad \lambda_k^T B < 0 \\ 0 & if \quad \lambda_k^T B \geq 0 \end{cases}$$

[0043] $T_{i,k}$는 시간 k 일 때 i 번째 집속점에서의 온도이고, $T_d$는 치료 영역에서의 원하는 온도로 본 실시예에서는 80℃를 예로서 사용하였다.

[0044] 도 1은 HIFU 치료 환경에서 대상 영역 전체에 대한 다양한 스캐닝 방식을 예시하고 있는데, C 플레인(plane) 상에 집속점이 위치할 때, 이웃한 집속점을 순서대로 태워나가는 래스터 스캐닝(raster scanning) 방식과 나선형 모양으로 안에서 바깥 또는 바깥에서 안으로 감아 나가는 방식에 대해 비교를 하였다. 비교는 각 집속점에 같은 시간 동안 치료를 하였을 경우와 각 집속점에서 같은 크기의 병변(lesion)이 형성될 때까지 치료하여 전체적으로 균등한 병변(lesion)을 형성한 경우에 대해 수행하였다.

[0045] 각 집속점에서 같은 시간 동안 치료를 하였을 경우, 도 1의 (a) 래스터 스캐닝에서는 한쪽 끝에서부터 순차적으로 태워 나가므로 연속적인 줄(line) 형태로 병변이 생성되어가며 옆 줄의 병변에서의 열 전도로 인해 다음 줄에서의 병변 크기가 점점 커져간다. 따라서 처음 치료하는 영역은 불충분한 치료가 되고, 나중에 치료하는 영역은 과잉 치료(over-treatment)가 이루어진다. 래스터 스캐닝 방식을 두 가지의 나선형 스캐닝 방식(도 1의 (b), (c))과 비교하면, 래스터 스캐닝 방식이 크기가 가장 크다. 하지만, 나선형 스캐닝 방식이 래스터 스캐닝 방식에 비해 더 균등하고 대칭적인 병변을 형성할 수 있다.

[0046] 각 집속점에 같은 크기의 병변이 형성될 때까지 치료한 후 다음 집속점을 치료하는 경우, 도 1의 (c) 방법인 바깥에서 안으로 감아들어가는 나선형 스캐닝에서 치료 시간이 가장 짧았으며 과잉 치료를 야기하는 초과 치료 온도도 가장 낮았다. 해당 방법의 경우, 주변으로의 열 전도가 안쪽 방향으로 모이므로 치료 순서가 뒤로 갈수록 각 집속점에 가해주는 펄스 수가 점차 감소해도 원하는 크기의 병변을 형성하며 마지막 두 치료 순서에서는 하나의 펄스로도 원하는 병변 크기를 형성할 수 있게 된다. 즉, 각각의 집속점에 대해서는 모두 동일한 시간이 소요되는 것이 아니라, 이전 단계에서 수행된 빔 집속에 의한 열전도 효과로 인해 원하는 정도의 치료 효과를 달성하는데까지 소요되는 시간이 상이하게 된다. 따라서, 스캐닝 방식이나 순서를 결정하는 것은 결국 최소 시술 시간을 달성하는 중요한 문제가 된다.

[0047] 시술 영역이 커질수록 집속점의 개수가 많아지므로 하나의 집속점에서 특정 거리 이상으로 떨어진 집속점의 수가 많아진다. 열 전도는 시간에 반비례하여 감소하므로, 집속점의 개수가 많으면 특정 집속점을 치료할 때 발생한 열이 전체 영역을 치료할 때까지 영향을 주지 않는다. 열 전도는 거리에 반비례하므로, 치료할 영역이 커질수록 전체 영역에 대해 하나의 집속점이 영향을 줄 수 있는 비율이 작아진다.

[0048] 도 2는 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 패치(patch) 기반의 스캐닝 방식을 종래의 전체 영역 기반의 스캐닝 방식과 비교하여 설명하기 위한 도면으로서, 본 발명의 실시예들은 상기된 열 전도 특성을 활용하여 시술 효율을 높여 시술 시간을 감소시키고자 한다. 이를 위해, 본 발명의 실시예들은 대상 영역이 큰 경우(도 2의 (a)), 도 2의 (b)와 같이 대상 영역 전체에 단지 하나의 스캐닝 방식을 적용하는 것이 아니라, 도 2의 (c)에 도

시된 바와 같이 대상 영역 전체를 복수 개의 패치(patch)로 분할하여 고강도 집속 초음파를 조사하며 각각의 패치에 적합하게 선택된 최적의 스캐닝 방법을 적용하는 것을 제안한다. 도 2의 (c)에는 각각의 패치에 대해 나선형 스캐닝 방식이 도시되어 있으나, 이는 단지 예시에 불과한 것으로 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 기술적 사상의 핵심은 대상 영역을 복수 개의 패치로 분할하여 각각의 패치들에 적합한 스캐닝 방식을 적용한다는데 있다.

[0049] 상기된 이해에 기반하여 패치 기반 스캐닝의 성능을 확인하기 위해 이를 전체 영역에 대한 스캐닝 방법과 비교하였다. 이 때 집속점이 C-플레인(plane) 상에 정사각형 모양으로 위치하는 경우에 대해 우선 다룬다. 전체 영역에 대한 스캐닝 방법은 기존의 래스터 스캐닝 방법과 나선형 스캐닝 방법, 최적 제어 이론을 활용한 방법을 이용하였다.

[0050] 도 3은 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 패치 기반의 스캐닝 방식에서의 경우의 수를 예시한 도면으로서, 패치 기반의 스캐닝은 전체 영역을 패치로 나눌 수 있는 모든 경우에 대해 수행하였다. 4(Lateral)x4(Elevation)로 배치하여 총 16개의 집속점을 가질 때, 패치를 적용하기 위한 최소 크기가 된다. 도 3에서는 4x4, 6x6, 8x8, 9x9 에 대해 분석을 수행하였다. 이 경우, 패치 내부의 순서와 각 패치들 간의 순서를 결정하는 것이 필요하며 이하에서는 이를 각각 지역 순서(local sequence) 및 전역 순서(global sequence)라고 명명하였다.

[0051] 전역 순서 및 지역 순서에는 앞서 소개한 기존의 래스터, 나선형 순서 등을 적용할 수 있으며, 이후 본 발명의 실시예들이 제안하는 최적화 기법으로 찾은 새로운 순서 역시 적용 가능하다. 이에 대한 비교 검증을 위해, 전수 조사를 통해 최적 순서를 찾아 이를 제시하였다.

[0052] 전수조사를 수행하는 경우 최적 순서가 무엇인지에 대해 정확히 파악할 수 있다는 장점이 있다. 하지만 경우의 수를 모두 따져봐야 하므로 가능한 후보의 수가 많아질 경우 실질적으로 검증하기 어려울 수 있다. 정사각형 모양으로 집속점이 배치된다고 가정하고 대칭인 경우를 제외하여 집속점의 수에 따른 스캐닝 방법의 경우의 수를 계산하면 다음과 같다.

*수학식 7*

[0053] $$\text{집속점 수에 따른 경우의 수} = \frac{(\text{집속점 수})!}{8}$$

[0054] 수학식 7에 따르면 대상 영역을 구성하는 집속점의 형태가 2x2에서는 3 가지, 3x3에서는 45360 가지, 4x4에서는 2 조 이상의 경우의 수가 있다. 우선적으로 2x2, 3x3의 경우에 대해서는 전수 조사가 용이하므로 이를 수행하여 최적 순서를 찾아 보았다.

[0055] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 구체적으로 설명하도록 한다. 다만, 하기의 설명 및 첨부된 도면에서 본 발명의 요지를 흐릴 수 있는 공지 기능 또는 구성에 대한 상세한 설명은 생략한다. 또한, 도면 전체에 걸쳐 동일한 구성 요소들은 가능한 한 동일한 도면 부호로 나타내고 있음에 유의하여야 한다.

[0056] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 고강도 집속 초음파를 위한 패치 기반의 스캐닝 방법을 도시한 흐름도이다.

[0057] S110 단계에서, 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치는, 고강도 집속 초음파를 조사할 대상 영역에 포함되는 집속점을 결정한다. 이때 집속점은 고강도 집속 초음파의 물리적인 성질과 대상 영역의 생체적 특징에 기초하여 요구되는 강도와 조사 범위를 갖도록 설정되며, 그에 따라 대상 영역 전체에 집속점이 고르게 분포되는 경우에 형성되는 개수가 결정되게 된다. 다만 대상 영역이 균질한 환경이 아닌 경우 집속점의 분포에 다소간의 조정이 수반될 수도 있을 것이다.

[0058] S120 단계에서, 상기 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치는, 상기 대상 영역을 복수 개의 패치(patch)로 분할한다. 구현의 관점에서, 대상 영역을 복수 개의 패치로 분할하는 과정은 상기 집속점의 수에 따라 미리 설정된 패치의 분할 방식을 선택하는 것이 바람직한데, 패치의 분할 방식은 실험과 시뮬레이션을 통해 미리 설정될 수 있다. 특히, 이러한 패치의 분할 방식은, 상기 대상 영역의 밀도, 조직의 비열(specific heat), 열 전도율(thermal conductivity), 혈류로 인한 열 전달(convective heat transfer), 주변 혈액의 온도, 음속, 감쇄 계수, 초음파 최대 압력(acoustic peak pressure), 초음파의 듀티 사이클(duty cycle), 초점 거리와 변환자 구경의 비율인 F-넘버(number), 펄스 길이(pulse duration), 집속점 사이의 거리(interval between foci), 빔 폭,

집속 깊이, 변환자 구경, 중심 주파수 중 적어도 하나를 고려하여 미리 설정될 수 있다. 설정에 관여하는 이들 요소는 모두 파라미터화되어 최적의 패치 분할 방식의 형태로 저장될 수 있으며, S120 단계와 같이 요구되는 파라미터의 변화에 따라 적합한 패치 분할 방식을 즉시 독출하여 활용할 수 있다.

[0059] S130 단계에서, 상기 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치는, S120 단계를 통해 분할된 상기 패치 각각의 내부에 포함된 집속점에 대한 스캐닝 순서를 나타내는 지역 순서(local sequence) 및 분할된 상기 패치들 간의 스캐닝 순서를 나타내는 전역 순서(global sequence)를 결정한다. 즉, 본 발명의 실시예들은 패치 내부에 대해서는 지역 순서를 결정할 필요가 있으며, 이와 더불어 패치 자체들 간의 전역 순서를 결정할 필요가 있다.

[0060] 첫째, 지역 순서의 경우 하나의 패치 내부에 포함된 집속점들을 순차적으로 방문하는 최적의 순서를 찾는 문제로 집약될 수 있으므로, 종래에 전체 영역을 대상으로 시도되던 다양한 방법 이외에 본 발명의 실시예들이 제안하는 새로운 스캐닝 방법을 함께 비교하여 최소 소요 시간 조건을 만족하면서도 적절한 치료 효과를 갖는 최적의 스캐닝 방법을 제시하도록 한다. 이러한 지역 순서의 경우에도 하나의 패치에 포함되는 집속점의 유형별로 미리 최적의 스캐닝 순서를 도출하여 저장하고, 실제 분할된 패치 내에 포함되는 집속점의 개수에 따라 그에 대응하는 스캐닝 방법을 제공하는 것이 바람직하다.

[0061] 보다 구체적으로, 상기 지역 순서는, 치료 시간을 고려하되 상기 패치 내부에 포함된 집속점 각각에 조사되는 고강도 집속 초음파에 의해 형성되는 병변(lesion)에 대한 열선량(thermal dose)이 미리 설정된 기준치에 부합하도록 스캐닝 순서를 결정할 수 있다. 이때, 상기 패치 내부에 포함된 집속점으로부터 구성 가능한 복수 개의 스캐닝 순서 각각에 대해 미리 치료 시간을 조사하고, 조사된 치료 시간이 최소화되는 스캐닝 순서를 상기 지역 순서로 결정할 수 있다. 고강도 집속 초음파의 경우 먼저 시술된 집속점에 대한 잔열로 인해 아직 시술되지 않은 인접한 집속점에 미치는 영향을 고려할 필요가 있다. 따라서, 상기 지역 순서는, 집속점들 간의 거리 및 경과 시간에 따른 열전도 효과를 고려하여, 연속하는 스캐닝 순서 중 직접 인접하는 집속점의 수를 최소화하도록 결정될 수 있다. 물론, 집속점의 배치와 개수를 고려할 때, 필요에 따라 소요 시간의 최소화 내지 과잉 치료의 방지를 위해 직접 인접하는 집속점이 연속하는 스캐닝 순서로서 선택될 수도 있다.

[0062] 둘째, 전역 순서의 경우 패치 각각을 마치 집속점으로 치환하여 가상의 집속점들을 순차적으로 방문하는 최적의 순서를 찾는 문제로 단순화할 수 있다. 이 경우 전역 순서를 결정하는 문제 역시 앞서 소개한 지역 순서를 결정하는 문제와 유사한 방식으로 해결할 수 있다. 따라서, 하나의 패치를 가상의 집속점으로 모델링하고 그에 따라 기준치 이상의 치료 효과를 가지면서 그와 동시에 최소 소요 시간을 달성하는 스캐닝 경로를 찾아 최적의 스캐닝 순서로 도출한다. 이 경우 전체 영역을 구성하는 패치의 수에 대응하는 최적의 스캐닝 방식이 매칭되어 저장되고, S130 단계와 같이 전역 순서를 결정해야 하는 경우 저장된 값을 독출하여 실시간 응답하게 된다.

[0063] 보다 구체적으로, 상기 전역 순서는, 분할된 상기 패치의 수를 고려하여 상기 패치들로부터 구성 가능한 복수 개의 스캐닝 순서 각각에 대해 미리 치료 시간을 조사하고, 조사된 치료 시간이 최소화되는 스캐닝 순서를 결정할 수 있다. 지역 순서의 결정에서의 경우와 유사하게, 고강도 집속 초음파의 경우 먼저 시술된 패치에 대한 잔열로 인해 아직 시술되지 않은 인접한 패치에 미치는 영향을 고려할 필요가 있다. 따라서, 상기 전역 순서는, 패치들 간의 거리 및 경과 시간에 따른 열전도 효과를 고려하여, 연속하는 스캐닝 순서 중 직접 인접하는 패치의 수를 최소화하도록 결정될 수 있다. 물론, 패치의 배치와 개수를 고려할 때, 필요에 따라 소요 시간의 최소화 내지 과잉 치료의 방지를 위해 직접 인접하는 패치들이 연속하는 스캐닝 순서로서 선택될 수도 있다.

[0064] S140 단계에서, 상기 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치는, S130 단계를 통해 결정된 상기 지역 순서 및 상기 전역 순서에 따라 상기 고강도 집속 초음파를 상기 집속점에 조사한다. 이제 앞서 결정된 스캐닝 방식에 따라 초음파 변환자를 제어하여 대상 영역에 대한 고강도 빔 집속을 수행하게 되고, 결과적으로 최소 소요 시간 동안 각 집속점에 대해 목표로 하였던 기준 수준 이상의 고른 치료 효과를 달성할 수 있게 된다.

[0065] 이상에서는, 고강도 집속 초음파를 이용한 실제 시술 상황에 대한 스캐닝 방법을 설명하였다. 그러나, 각각의 수행 과정에서 미리 결정되어야만 하는 패치의 분할 방식, 지역 순서 및 전역 순서의 결정 방식에 대해서는 미리 실험을 통해 산출하여야 할 필요가 있다. 따라서, 이하에서 제시되는 실시예를 통해 이러한 스캐닝 방식의 도출 방식을 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 수행하는 과정을 소개하도록 한다.

[0066] 도 5는 본 발명의 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파를 위한 패치 기반의 스캐닝 방법을 도시한 흐름도이다.

[0067] S210 단계에서, 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치는, 고강도 집속 초음파를 조사할 대상 영역에 포함되는 집속점의 수 및 상기 대상 영역을 분할하는 패치(patch)의 수를 설정한다.

[0068] S220 단계에서, 상기 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치는, 분할된 상기 패치 각각의 내부에 포함된 집속점에 대한 스캐닝 순서를 나타내는 지역 순서(local sequence)의 후보 및 분할된 상기 패치들 간의 스캐닝 순서를 나타내는 전역 순서(global sequence)의 후보를 생성한다. 즉, 지역 순서의 후보는 하나의 패치 내에 포함되는 집속점들로부터 형성 가능한 다양한 스캐닝 순서의 조합이 될 것이고, 전역 순서의 후보는 전체 영역 내에 포함되는 패치들로부터 형성 가능한 다양한 스캐닝 순서의 조합이 될 것이다. 집속점의 개수가 증가함에 따라, 산술적으로 도출 가능한 이들 조합의 개수가 기하급수적으로 증가하므로, 적은 수의 표본으로부터 시뮬레이션을 통해 실험 결과를 도출하고 이를 점진적으로 확장할 수 있을 것이다.

[0069] S230 단계에서, 상기 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치는, S220 단계를 통해 생성된 상기 지역 순서의 후보 및 상기 전역 순서의 후보에 대한 열선량(thermal dose)이 미리 설정된 기준치에 부합하도록 집속 초음파를 조사하는 경우의 소요 시간을 산출한다. 이를 위해, 상기 지역 순서의 후보 및 상기 전역 순서의 후보에 대하여 초음파에 대한 음장(beam field) 및 온도 분포를 모사(simulation)하여 열선량(thermal dose)을 산출하고, 산출된 상기 열선량이 고강도 집속 초음파의 조사에 따른 적정 치료의 정도를 나타내는 기준치에 부합하도록 상기 후보들의 순서를 따라 전체 소요 시간을 산출할 수 있다. 보다 구체적인 모델링 및 산출 과정은 이후 도 6 내지 도 8을 참조하여 설명하도록 한다.

[0070] S240 단계에서, 상기 고강도 집속 초음파의 스캐닝 장치는, 상기 지역 순서의 후보 및 상기 전역 순서의 후보에 대하여 각각 산출된 상기 소요 시간이 최소화되는 값에 해당하는 지역 순서 및 전역 순서를 최적 스캐닝 순서로서 결정한다. 이때, 상기 소요 시간이 최소화되는 지역 순서는, 상기 패치 내부에 포함된 집속점들 중 직접 인접하는 집속점의 수가 최소화되도록 연속하는 스캐닝 순서를 선택할 수 있다. 또한, 상기 소요 시간이 최소화되는 전역 순서는, 상기 대상 영역 내의 패치들 중 직접 인접하는 패치의 수가 최소화되도록 연속하는 스캐닝 순서를 선택할 수 있다.

[0071] 한편, 도 5의 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법은, 상기 대상 영역에 대하여 설정된 상기 집속점의 수 및 상기 패치의 수를 변화시켜 재설정하는 과정을 더 포함할 수 있다. 이 경우, 재설정된 상기 집속점의 수 및 상기 패치의 수에 따라, 상기 지역 순서의 후보 및 상기 전역 순서의 후보를 생성하는 단계(S220), 상기 소요 시간을 산출하는 단계(S230) 및 상기 소요 시간이 최소화되는 지역 순서 및 전역 순서를 최적 스캐닝 순서로서 결정하는 단계(S240)를 순차적으로 반복 수행함으로써 보다 많은 경우의 수에 따른 최적 스캐닝 순서를 축적할 수 있다.

[0072] 이제 이러한 과정을 통해 충분한 표본이 축적되었다면, 도 5의 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법은, 상기 집속점의 수 및 상기 패치의 수에 대응하여 최적 스캐닝 순서로 결정된 지역 순서 및 전역 순서를 상호 매칭시켜 저장함으로써, 도 4에서 제시된 실제 고강도 초음파 집속 초음파 시술 과정에서 미리 설정된 데이터베이스로서 활용될 수 있다.

[0073] 이하에서는 상기된 본 발명의 실시예들에 따른 고강도 집속 초음파의 스캐닝 방법을 검증하고 종래의 전체 영역을 대상으로 하는 스캐닝 방법과 비교하기 위해 컴퓨터 시뮬레이션을 활용하였다.

[0074] HIFU 치료를 모사하기 위해서는 두 단계의 과정이 필요하다. HIFU 치료는 초음파를 가하고 이를 생물체의 조직이 흡수하여 열을 올려 병변(lesion)을 형성하는 과정이다. 따라서 첫째로는 생물체 조직에 가해지는 초음파에 대한 음장(beam field)의 모사가 필요하다. 둘째로는, 흡수한 에너지에 따른 온도 분포에 대한 모사이다. 이러한 온도 분포를 앞서 수학식 2에서 소개한 열선량(thermal dose)을 계산하여 병변의 형성 여부를 결정한다.

[0076] **(1) HIFU 음장 모사**

[0077] HIFU 음장(beam field) 을 모사하기 위해 수학식 8의 Rayleigh-Sommerfeld Diffraction formula를 사용한다.

*수학식 8*

[0078]
$$U(x,y,z,t)=\frac{1}{j\lambda}\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}P(x_0,y_0)\frac{e^{jkR}}{R}dx_o dy_0\cdot e^{-j\omega t}$$

[0079] U(x,y,z,t)는 시간 t일 때 지점 (x,y,z)에서의 초음파 빔, λ는 파장, $P(x_0,y_0)$는 변환자 위의 영역, R은 초음파 변환자와 초음파 빔을 계산하려는 지점 (x,y,z) 사이의 거리, $k=\frac{2\pi}{\lambda}=\frac{\omega}{c}$ 로 파수(wave number)를 나타내며 도 6과 같다.

[0080] 도 6은 컴퓨터 시뮬레이션에서 초음파 음장을 산출하기 위한 구조를 도시한 도면으로서, 컴퓨터 모사 실험에서 초음파 음장은 이산화된 영역에 대해 계산된다. 계산된 초음파 음장을 온도 분포에 대한 모사에 적용하기 위해 온도 분포 모사에서 사용할 유한 요소 해석의 노드(node) 지점에 맞춰 초음파 음장의 계산 지점 (x,y,z)을 결정한다.

[0082] **(2) 온도 분포 모사**

[0083] 생물체 내에서의 온도 분포를 모사하기 위해 다음과 같은 bioheat transfer equation 를 이용한다.

*수학식 9*

[0084] $$\rho C_T \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T - \omega_B C_B \left(T - T_A\right) + Q$$

[0085] T=T(x,y,z,t)는 시간 t , 지점 (x,y,z)에서의 온도, ρ는 밀도, $C_T$는 조직에서의 비열(specific heat), k는 열전도율(thermal conductivity), $\omega_B$는 혈류로 의한 관류(perfusion), $C_B$는 혈액에서의 비열, $\omega_B C_B$는 혈류로 인한 열 전달(convective heat transfer), $T_A$는 주변 혈액의 온도, Q는 조직이 흡수하는 초음파 에너지이다. Q를 초음파 압력 p에 대한 식으로 나타내면 다음과 같다.

*수학식 10*

[0086] $$Q = \alpha \frac{|p|^2}{\rho c}$$

[0087] α는 감쇄 계수(attenuation coefficient), c는 초음파 음속(sound speed)을 나타낸다.

[0088] Bioheat transfer equation은 시간, 공간에 대한 미분 방정식이므로 이를 풀기 위해 유한 요소법(Finite Element Method, FEM) 을 활용한다. 유한 요소법은 미분 방정식에 가중 함수(weighted function), 변분 원리법(variational principle) 등을 취하여 식을 적분 형태로 바꾼 후 이를 선형 대수 방정식 형태로 변형시켜 미분 방정식을 푸는 방법이다.

[0089] 컴퓨터 시뮬레이션에서 온도 분포를 도출하기 위한 유한 요소 해석의 계산 영역을 도시한 도 7에서처럼 계산하려는 전체 영역을 1 차원에서는 선, 2 차원에서는 삼각형, 사각형 등의 모양, 3 차원에서는 사면체 등의 모양으로 된 여러 개의 요소(element)로 분할한 후 각 요소에 대해 선형 방정식을 세운다. 각 요소에 대한 식을 결합한 후 초기 조건 및 경계조건을 적용하여 해당 식을 푼다. 여기서는 bioheat transfer equation을 풀기 위해 갤러킨(Galerkin) 방식을 활용하며 시간 변화를 계산하기 위해 후향 차분법(implicit Euler method)을 사용하였다.

[0090] Bioheat transfer equation에 대한 유한 요소 해석은 도 7에서와 같이 각 요소(element) Ω에서 계산되며 경계는 ∂Ω로 나타낸다. 경계 지점의 온도와 전체 영역의 초기 온도는 37℃로 두었다. 경계 조건 및 초기 조건과 수학식 9, 10을 정리하여 나타내면 다음과 같다.

*수학식 11*

[0091]
$$\rho C_T \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T - \omega_B C_B (T - T_A) + \alpha \frac{|p|^2}{\rho c} \quad on \quad \Omega$$
$$\begin{cases} T(r,t) = 37^\circ C \quad on \quad \partial\Omega, \quad for \quad all \quad t \\ T(r,0) = 37^\circ C \end{cases}$$

[0092] r은 위치 정보를 나타내며 예를 들면 2차원은 (x,y), 3차원은 (x,y,z) 등으로 나타난다. 이 때 r을 각 요소의 꼭지점의 집합으로 두어 유한 요소법을 적용할 수 있게 하며 각 지점을 노드(node)라 한다. 1차원에서 요소를 선으로 정하는 경우는 선의 양 끝점, 도 7과 같이 삼각형 모양의 요소에서는 삼각형의 세 꼭지점이 r에 해당한다. 따라서 선 요소에서는 요소 하나에 대한 노드가 2개이므로 수학식 11의 T는 2x1, 삼각형 요소에서는 3x1 등의 행렬로 나타난다. 추가적으로 1차원의 선 요소에서는 양 끝점과 더불어 가운데 점, 2차원의 삼각형 요소에서는 꼭지점과 변을 이등분 하는 3개의 점을 포함하여 총 6개의 점을 각 요소의 노드로 잡아 요소에 대한 식을 계산하기도 한다. 이를 2차항 요소식(quadratic order element equation)이라 한다. 이 경우 1차원 선 요소에서는 수학식 11의 T가 3x1, 2차원 삼각형 요소에서는 6x1 로 나타난다. 2차항 요소식을 사용할 경우 계산의 정확도를 높일 수 있으나, 여기서는 계산의 편의를 위해 이를 사용하지 않았다. 요소의 모양을 일반화한 경우에 대해 식을 전개하기 위해 아래의 식 전개에서는 각 요소에서의 노드의 수를 N으로 두었다.

[0093] 다음 과정으로는, 비동차 경계조건(inhomogeneous boundary condition)을 동차 경계 조건(homogeneous boundary equation)으로 바꾸기 위해 주변 혈액의 온도 $T_A$가 37℃로 일정하다고 가정하여 $\tilde{T} = T - T_A$로 변경한다. 또한, 앞서 구한 HIFU 음장 모사를 활용하여 p=Bu(t)로 나타낸다. B는 앞서 구한 HIFU 음장이며, u(t)는 시간에 따른 초음파의 최대 압력(peak pressure intensity)이다. 앞서 초음파 음장을 계산할 때 각 요소의 노드에 대해 값을 계산하여 이를 B에 대입한다. 이를 정리하여 수학식 11을 다시 나타내면 다음의 수학식 12, 13, 14과 같다.

*수학식 12*

[0094]
$$\rho C_T \frac{\partial \tilde{T}}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla \tilde{T} - \omega_B C_B \tilde{T} + \frac{\alpha}{\rho c} |Bu(t)|^2 \quad on \quad \Omega$$

*수학식 13*

[0095]
$$\tilde{T}(r,t) = 0^\circ C \quad on \quad \partial\Omega, \quad for \quad all \quad t$$

*수학식 14*

[0096]
$$\tilde{T}(r,0) = 0^\circ C$$

[0097] 수학식 12에 대해 가중 함수(weighted function) v을 이용하여 적분 형태로 나타내면 다음과 같다.

수학식 15

[0098] $$\int_{\Omega}\rho C_T\frac{\partial\tilde{T}}{\partial t}vdr=\int_{\Omega}\nabla\cdot k\nabla\tilde{T}vdr-\int_{\Omega}\omega_B C_B\tilde{T}vdr+\int_{\Omega}\frac{\alpha}{\rho c}\left|Bu(t)\right|^2vdr$$

[0099] 그린의 법칙(Green's formula)을 활용하여 수학식 15의 오른쪽 첫 번째 항을 나타내면 다음과 같다.

수학식 16

[0100] $$\int_{\Omega}\nabla\cdot k\nabla\tilde{T}vdr=-\int_{\Omega}k\nabla\tilde{T}\cdot\nabla vdr-\int_{\partial\Omega}k\frac{\partial\tilde{T}}{\partial n}vdS$$

[0101] 이를 통해 $\tilde{T}$ 에 대한 이차 미분방정식을 각각 T와 v에 관한 일차 미분방정식으로 바꿀 수 있다.

[0102] 다음 과정으로 온도를 기저(basis) $\phi_i$, $\varphi\in span\{\varphi_i\,|\,i=1,2,\cdots N\}$ 로 근사화 하여 수학식 17과 같이 나타낸다.

수학식 17

[0103] $$\tilde{T}(r,t)=\sum_{i=1}^{N}\beta_i(t)\cdot\varphi_i(r)$$

[0104] $\beta_i(t)$는 시간에 따른 기저의 계수(basis coefficient) 이다. 갤러킨(Galerkin) 방법을 활용하여 가중 함수(weighted function) v을 기저 함수 $\phi$로 선택한다. $|p|^2$ 역시 같은 기저 함수를 활용하여 나타낸다. 적절한 v, 즉 $\phi$를 설정함으로써 수학식 16의 오른쪽 두 번째 항을 0으로 만들 수 있다. 기저 함수 $\phi$는 요소의 형상함수(shape function)이므로 요소의 모양과 배치를 어떻게 하는가에 따라 달라지게 된다. 경계조건을 만족하는 지점을 제외한 각 노드에서, 만나는 요소의 수가 짝수일 경우 수학식 16의 오른쪽에서 두 번째 항을 0으로 할 수 있게 된다. 수학식 15를 수학식 16, 17을 활용하여 나타내면 다음의 수학식 18과 같다.

수학식 18

[0105] $$M_1\dot{\beta}=-S\beta-M_2\beta+M_3\left(B(r_i)u(t)\right)^2$$

[0106] $\dot{\beta}$ 는 $\beta$의 시간에 대한 미분이며, $i,j=1,\cdots,N$ 일 때, 수학식 18에서의 각 행렬은 다음과 같다.

수학식 19

[0107] $$M_1^{i,j}=\int_{\Omega}\rho C_T\varphi_i\varphi_j dr$$

*수학식 20*

[0108] $$S^{i,j} = \int_{\Omega} k\nabla\varphi_i \cdot \nabla\varphi_j dr$$

*수학식 21*

[0109] $$M_2^{i,j} = \int_{\Omega} \omega_B C_B \varphi_i \varphi_j dr$$

*수학식 22*

[0110] $$M_3^{i,j} = \int_{\Omega} \frac{\alpha}{\rho c} \varphi_i \varphi_j dr$$

[0111] 수학식 18을 다시 온도 T에 대한 식으로 나타내기 위해 수학식 17을 다음과 같이 나타낸다.

*수학식 23*

[0112] $$\tilde{T}(x,y,z,t) = \sum_{i=1}^{N} \beta_i(t) \cdot \varphi_i(r) = \sum_{i=1}^{N} \left(T(t) - T_A\right) \cdot \varphi_i(x,y,z)$$

[0113] 수학식 18을 수학식 23을 이용하여 정리하면 다음과 같다.

*수학식 24*

[0114] $$M_1\dot{T} = (-S - M_2)(T - T_A) + M_3\left(B(r_i)u(t)\right)^2$$

[0115] 다음으로 이산화된 시간에서의 bioheat transfer equation을 전개하기 위해 수학식 25의 후향 차분법(implicit Euler's method)을 활용한다. 후향 차분법에서는 시간 t가 시간 간격 h로 이산화되어 $t = 0, \cdots, t_f$ (t=0가 초기 시간, $t=t_f$가 마지막 시간)로 나타난다.

*수학식 25*

[0116] $$\dot{T}_{t+1} = \frac{T_{t+1} - T_t}{h}$$

[0117] 수학식 24, 25를 활용하여 정리하면 다음의 수학식 26과 같다.

*수학식 26*

[0118] $$T_{t+1} = AT_t + P + M_D\left(Bu_{t+1}\right)^2$$

[0119] 수학식 26에서의 각 행렬은 다음과 같다.

*수학식 27*

[0120] $$A = \left\{M_1 + h\left(S + M_2\right)\right\}^{-1} M_1$$

*수학식 28*

[0121] $$P = \left\{M_1 + h\left(S + M_2\right)\right\}^{-1} h\left(S + M_2\right) T_A$$

*수학식 29*

[0122] $$M_D = \left\{M_1 + h\left(S + M_2\right)\right\}^{-1} hM_3$$

[0123] 초기 조건과 경계 조건을 만족해야 하므로 $T_1$=37, $T_{t,\partial\Omega}$=37이다.

[0124] 위의 과정을 통해 구한 요소에 대한 일반 수학식 26을 각 요소에 대해 적용하여 풀면 다음과 같다. 도 7의 각 요소에서의 노드를 설명하기 위한 도면인 도 8에서 요소 $\Omega_1$은 노드 $n_1, n_2, n_5$로 구성되며 이는 수학식 30과 같다. 위 첨자는 노드(node) 번호, 아래 첨자는 시간을 의미한다.

*수학식 30*

[0125] $$\begin{pmatrix} T_{t+1}^1 \\ T_{t+1}^2 \\ T_{t+1}^5 \end{pmatrix} = A\begin{pmatrix} T_t^1 \\ T_t^2 \\ T_t^5 \end{pmatrix} + P + M_D\left(\begin{pmatrix} B^1 \\ B^2 \\ B^5 \end{pmatrix} u_{t+1}\right)^2$$

[0126] 요소 $\Omega_2$에 대한 식은 다음과 같다.

*수학식 31*

[0127] $$\begin{pmatrix} T_{t+1}^1 \\ T_{t+1}^4 \\ T_{t+1}^5 \end{pmatrix} = A\begin{pmatrix} T_t^1 \\ T_t^4 \\ T_t^5 \end{pmatrix} + P + M_D\left(\begin{pmatrix} B^1 \\ B^4 \\ B^5 \end{pmatrix} u_{t+1}\right)^2$$

[0128] 이와 같은 방법으로 다른 요소에 대한 식을 계산한다. 요소에 대한 각 식을 구한 후 이를 결합하고 경계 조건을 적용하면 다음의 수학식 32와 같이 나타난다.

*수학식 32*

[0129]
$$\begin{pmatrix} T_{t+1}^1 \\ T_{t+1}^2 \\ \vdots \\ T_{t+1}^N \end{pmatrix} = A \begin{pmatrix} T_t^1 \\ T_t^2 \\ \vdots \\ T_t^N \end{pmatrix} + P + M_D \left( \begin{pmatrix} B^1 \\ B^2 \\ \vdots \\ B^N \end{pmatrix} u_{t+1} \right)^2$$

[0130] 해당 식은 전체 영역에서의 온도 분포를 모사하며, 이로부터 C-플레인(plane)에서의 온도 분포 및 연선량 분포를 모사하고, 온도 분포 모사 결과를 통해 얻은 시간에 따른 온도를 산출할 수 있다.

[0131] 이제, 상기된 모델링 방법을 시뮬레이션에 적용하기 위한 실험 환경과 그에 따른 컴퓨터 시뮬레이션 실험 결과를 설명한다. 실험에서 사용된 파라미터 값은 다음의 표와 같으며, 자궁근종을 대상으로 예시하였으므로 파라미터 값은 자궁을 기반으로 설정하였다.

*표 1*

[0132]

| 구분 | 파라미터 | 값 |
|---|---|---|
| Medium (자궁근종) | 밀도($\rho$) | 1104.5 kg/m3 |
| | 조직의 비열($C_T$) | 3676 J/kg/Celsius |
| | 열 전도율($k$) | 0.5265 W/m/Celsius |
| | 혈류로 인한 열 전달($\omega_B C_B$) | 2025 W/m3/Celsius |
| | 주변 혈액의 온도($T_A$) | 37 °C |
| | 음속($c$) | 1629 m/s |
| | 감쇄 계수($\alpha$) | 8.1157 Nep/m/MHz |
| | 초기 온도 | 37 °C |
| | 경계에서의 온도 | 37 °C |
| Acoustic | 초음파 최대 압력 | 4MPa |
| | Duty Cycle | 50% |
| | 펄스 길이 | 300 ms |
| | 집속점 사이의 거리 | 4 mm |
| | −6dB Beam width | 2.659 mm |
| | 집속 깊이 | 140 mm |
| | 변환자 지름 | 120 mm |
| | 중심 주파수 | 1 MHz |

[0133] 도 9는 하나의 집속점에서의 치료 종료 여부를 결정하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0134] C-플레인에 일정한 간격을 가지는 정사각형 모양으로 미리 집속점을 배치한다. 전체 영역에서 균등한 병변(lesion)을 형성하기 위해 도 9에서처럼 하나의 집속점의 중심과 중심에서 옆 집속점 사이의 거리의 4분의 1, 2분의 1까지의 위치에 있는 총 9개의 점에 대해 병변이 형성되었는지를 확인하여 해당 집속점에 대한 치료가 끝났는지를 결정한다. 해당 집속점에 대한 치료가 끝난 후, 다음 집속점에 집대한 치료를 수행하며 다음과 같은 과정을 반복한다. 병변이 형성되었음을 판단하는 기준은 240 CEM(240 cumulative equivalent minutes) 이상인 경우로 가정하였다.

[0135] 도 10 및 도 11은 각각 2x2 및 3x3의 패치 크기에서의 최적 스캐닝 방법을 도출한 예시적 실험 결과를 설명하기 위한 도면이다.

[0136] 도 10을 참조하면, 2x2 패치 크기에서 3가지 스캐닝 후보가 유도될 수 있으며, 각각에 대해 상기된 시뮬레이션 실험을 수행하였다. 그 결과 도 10의 (c)의 경우에 목표로 하는 수준의 치료 효과를 의미하는 병변이 형성되면서도 최소 소요 시간을 달성할 수 있음을 확인하였다. 즉, 종래의 래스터 스캐닝 내지 나선형 스캐닝에 비해 우수한 성능을 보여주었다.

[0137] 다음으로 도 11을 참조하면, 3x3 패치 크기에서 유도될 수 있는 다양한 스캐닝 후보를 예시하였으며, 각각에 대해 상기된 시뮬레이션 실험을 수행하였다. 그 결과 도 11의 (f)의 경우에 목표로 하는 수준의 치료 효과를 의미하는 병변이 형성되면서도 최소 소요 시간을 달성할 수 있음을 확인하였다. 즉, 종래의 래스터 스캐닝 내지 나선형 스캐닝에 비해 우수한 성능을 보여주었다.

[0138] 한편, 4x4 이상의 패치 크기에서의 최적 스캐닝 순서가 요구되는 경우에는 이상에서 소개한 최적 제어 이론을 활용하여 그에 대응하는 스캐닝 순서를 결정할 수 있다. 전수 조사 및 최적 제어 이론을 통해 찾은 최적 스캐닝 방법을 패치 내부 및 패치들 간의 순서에 적용하여 시뮬레이션을 수행한다. 시뮬레이션을 통해 각 영역의 크기별로 시술 시간 단축을 위한 최적 스캐닝 방법을 정할 수 있다.

[0139] 주어진 실험 조건에서 일정 크기(6x6가 될 수 있다) 이상에서는 패치를 적용하는 것이 패치를 적용하지 않는 것에 비해 시술 시간이 더 짧으며 패치 내부와 패치들 간의 순서는 활용할 수 있는 최적 스캐닝 방법을 적용하는 것이 시술 시간 단축에 유리함을 확인하였다. 예를 들어, 9x9 크기의 집속점의 경우에는 3x3의 패치가 3x3개 있다. 따라서 이 경우 패치 내부와 패치들 간의 순서 모두, 3x3에 대해 전수조사 결과 찾은 방법을 적용하는 경우 시술 시간이 더 짧았다. 또한, 패치의 크기는 4x4 이하에서 가장 크게 잡는 것이 유리함을 확인하였다. 예를 들어 6x6을 치료할 때 3x3 크기의 패치를 2x2개로 두거나 2x2 크기의 패치를 3x3개로 둘 수 있다. 이 경우 전자가 후자보다 시술 시간이 더 짧았다.

[0140] 또한, 제안된 방법은 비열(specific heat), 열전도율(thermal conductivity), 혈류로 인한 열전달(convective heat transfer), 초음파 최대 압력(acoustic peak pressure), 초음파의 듀티 사이클(duty cycle), F-넘버(number), 펄스 길이(pulse duration), 집속점 사이의 거리(interval between foci)의 값을 고려하여 설정되었으나, 초음파 에너지가 적거나, 혈류로 빠져나가는 열전달이 많거나, 또는 열전도 값이 작아 주변으로의 열전도가 잘 일어나지 않는 등의 특별한 경우를 제외하면 어떤 부위를 치료하는지에 상관없이 상기된 파라미터 값들이 다소 변화하더라도 강인한 특성을 보여주었다.

[0141] 도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따른 고강도 집속 초음파를 위한 패치 기반의 스캐닝 장치를 도시한 블록도로서, 앞서 도 4 및 도 5를 통해 기술된 스캐닝 방법의 각 과정을 하드웨어 구성의 관점에서 재구성한 것이다. 따라서, 여기서는 설명의 중복을 피하고자 각 구성의 기능을 중심으로 그 개요만을 약술하도록 한다.

[0142] 초음파 변환자(10)는, 고강도 집속 초음파(high-intensity focused ultrasound, HIFU)를 조사하기 위한 수단으로서, 도시된 바와 같이 집속점의 위치를 용이하게 제어할 수 있는 어레이(array) 구조로 구현될 수 있다.

[0143] 구동부(20)는, 상기 초음파 변환자(10)를 통해 고강도 집속 초음파를 조사하고자 하는 집속점을 이동시키는 수단이다.

[0144] 제어부(30)는, 대상 영역에 포함되는 집속점의 수를 고려하여 결정된 스캐닝(scanning) 순서에 따라 고강도 집속 초음파의 조사를 제어하는 수단이다. 보다 구체적으로, 제어부(30)는, 고강도 집속 초음파를 조사할 대상 영역에 포함되는 집속점을 결정하고, 상기 대상 영역을 복수 개의 패치(patch)로 분할하고, 분할된 상기 패치 각각의 내부에 포함된 집속점에 대한 스캐닝 순서를 나타내는 지역 순서(local sequence) 및 분할된 상기 패치들 간의 스캐닝 순서를 나타내는 전역 순서(global sequence)를 결정하며, 결정된 상기 지역 순서 및 상기 전역 순서에 따라 상기 고강도 집속 초음파를 상기 집속점에 조사한다.

[0145] 상기 제어부(30)는, 치료 시간을 고려하되 상기 패치 내부에 포함된 집속점 각각에 조사되는 고강도 집속 초음파에 의해 형성되는 병변(lesion)에 대한 열선량(thermal dose)이 미리 설정된 기준치에 부합하도록 스캐닝 순서를 결정하되, 상기 패치 내부에 포함된 집속점으로부터 구성 가능한 복수 개의 스캐닝 순서 각각에 대해 미리 치료 시간을 조사하고, 조사된 치료 시간이 최소화되는 스캐닝 순서를 상기 지역 순서로 결정하는 것이 바람직하다.

[0146] 또한, 상기 제어부(30)는, 분할된 상기 패치의 수를 고려하여 상기 패치들로부터 구성 가능한 복수 개의 스캐닝 순서 각각에 대해 미리 치료 시간을 조사하고, 조사된 치료 시간이 최소화되는 스캐닝 순서를 상기 전역 순서로 결정하는 것이 바람직하다.

[0147] 나아가, 상기 제어부(30)는, 상기 집속점의 수에 따라 미리 설정된 패치의 분할 방식을 선택함으로써 상기 대상 영역을 복수 개의 패치로 분할하되, 상기 패치의 분할 방식은, 상기 대상 영역의 밀도, 조직의 비열(specific heat), 열 전도율(thermal conductivity), 혈류로 인한 열 전달(convective heat transfer), 주변 혈액의 온도, 음속, 감쇄 계수, 초음파 최대 압력(acoustic peak pressure), 초음파의 듀티 사이클(duty cycle), 초점 거리와 변환자 구경의 비율인 F-넘버(number), 펄스 길이(pulse duration), 집속점 사이의 거리(interval between foci), 빔 폭, 집속 깊이, 변환자 구경, 중심 주파수 중 적어도 하나를 고려하여 미리 설정되는 것이 바람직하다.

[0148] 한편, 제어부(30)는 최적 스캐닝 경로를 보다 빠르게 도출하기 위해 미리 시뮬레이션을 통해 산출된 패치의 분할 방식, 패치 내에 포함되는 집속점의 수에 따른 지역 순서, 대상 영역 내에 포함되는 패치들의 수에 따른 전역 순서를 저장하는 데이터베이스(35)를 더 포함할 수 있다.

[0149] 상기된 본 발명의 실시예들은, 치료하고자 하는 대상 영역을 복수 개의 패치로 분할하고, 하나의 패치 내에 포함되는 집속점들에 대한 스캐닝 순서인 지역 순서 및 패치들 간의 스캐닝 순서인 전역 순서를 결정하여 전략적인 빔 집속을 수행함으로써, 넓은 전체 치료 영역에 대한 스캐닝 방식에 비해 시술에 소요되는 시간을 단축시킬 수 있으며, 그에 수반되는 비용을 절감시킬 수 있을 뿐만 아니라, 시술 시간 단축에 따른 환자의 불편을 경감시킬 수 있다.

[0150] 한편, 도 5에 제시된 본 발명의 실시예가 제안하고 있듯이, 고강도 집속 초음파를 위한 스캐닝 방법은 일련의 연산을 수행하기 위한 적어도 하나의 처리기와 최적 스캐닝 경로를 저장하는 저장 장치를 구비하는 스캐닝 장치를 통해 구현될 수 있으며, 제안된 일련의 과정을 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록 장치를 포함한다.

[0151] 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등을 포함한다. 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산 방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다. 그리고 본 발명을 구현하기 위한 기능적인(functional) 프로그램, 코드 및 코드 세그먼트들은 본 발명이 속하는 기술 분야의 프로그래머들에 의하여 용이하게 추론될 수 있다.

[0152] 이상에서 본 발명에 대하여 그 다양한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명에 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

## *부호의 설명*

[0153] 10: 초음파 변환자

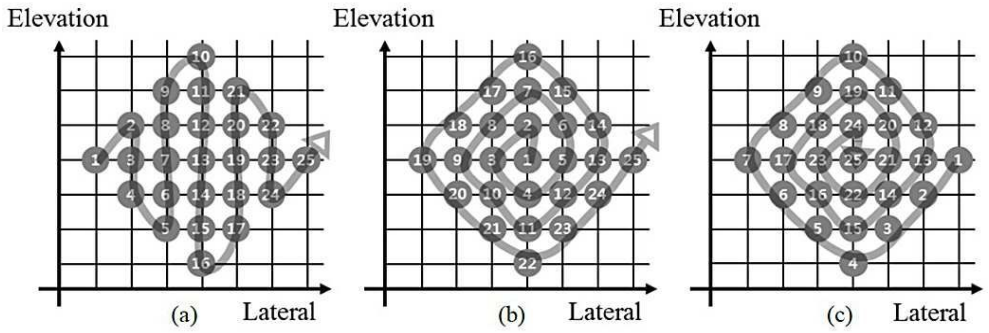
20: 구동부

30: 제어부

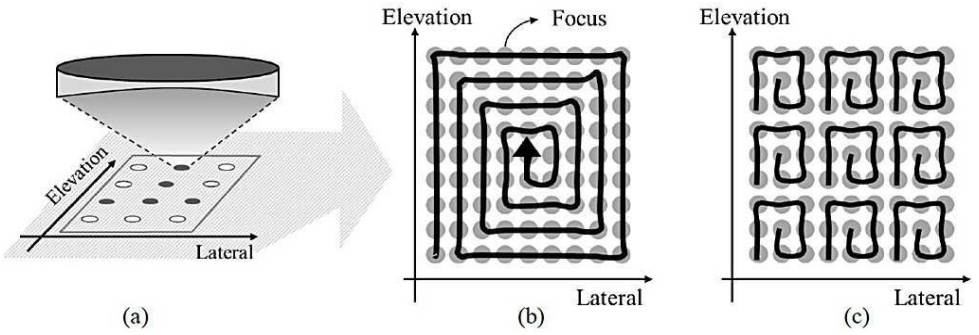
35: 경우에 따른 최적 스캐닝 경로를 저장하는 데이터베이스

도면

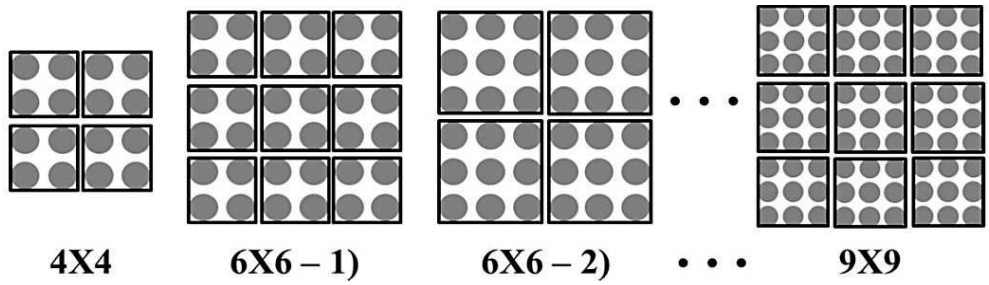
도면1



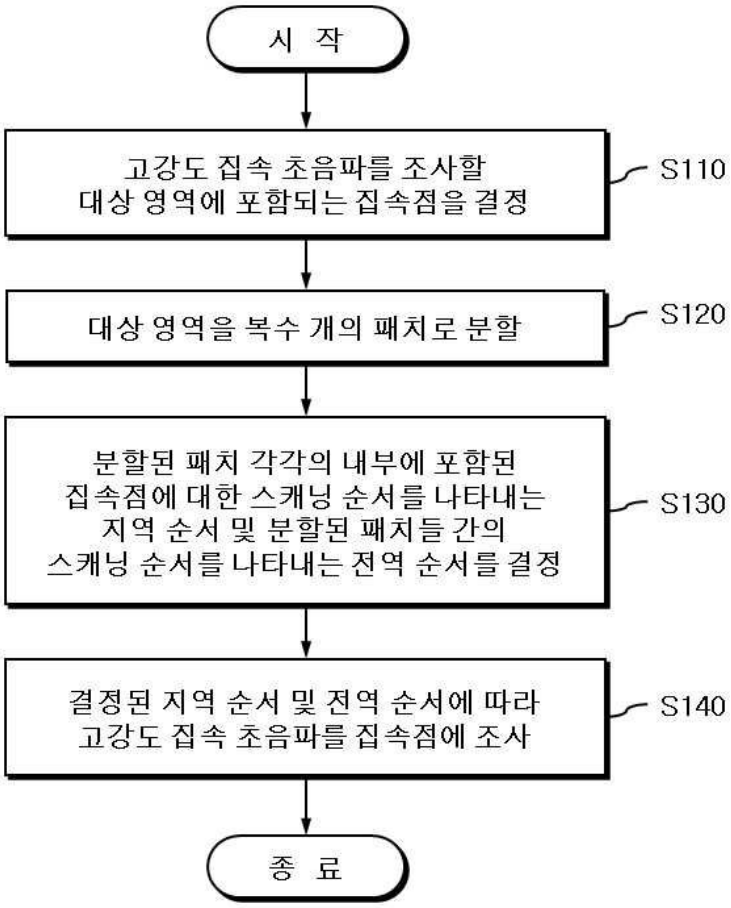

도면2



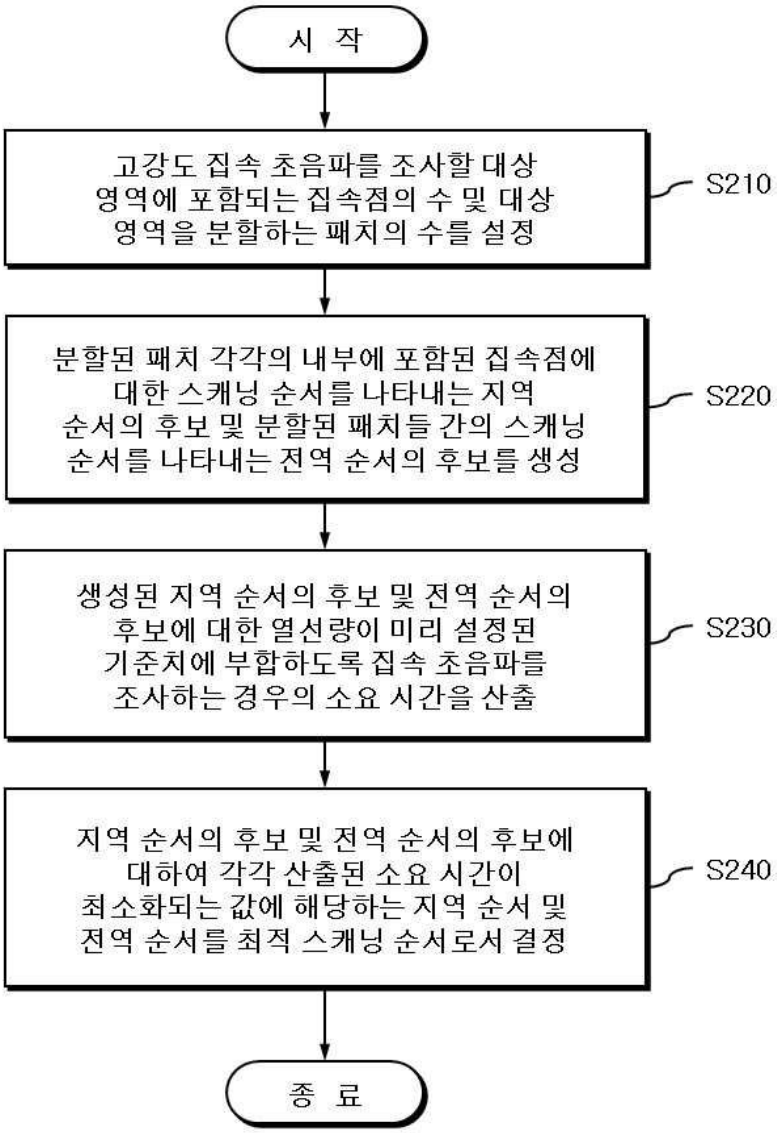

도면3



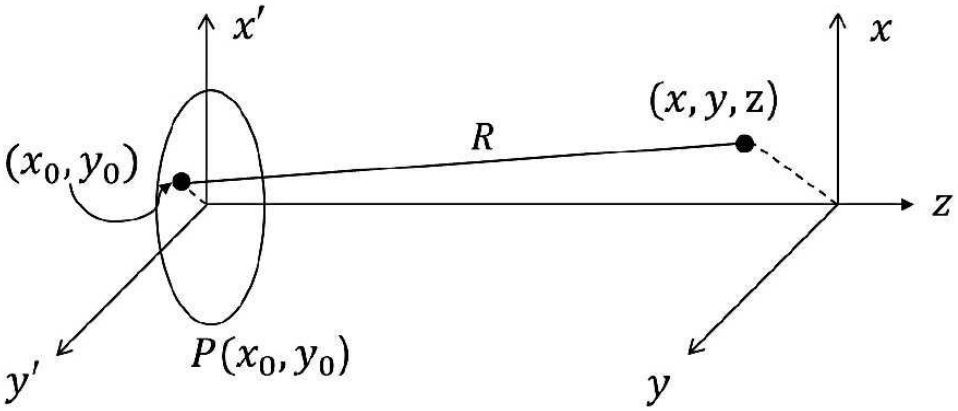
도면4


시 작
고강도 집속 초음파를 조사할
대상 영역에 포함되는 집속점을 결정
S110
대상 영역을 복수 개의 패치로 분할
S120
분할된 패치 각각의 내부에 포함된
집속점에 대한 스캐닝 순서를 나타내는
지역 순서 및 분할된 패치들 간의
스캐닝 순서를 나타내는 전역 순서를 결정
S130
결정된 지역 순서 및 전역 순서에 따라
고강도 집속 초음파를 집속점에 조사
S140
종 료

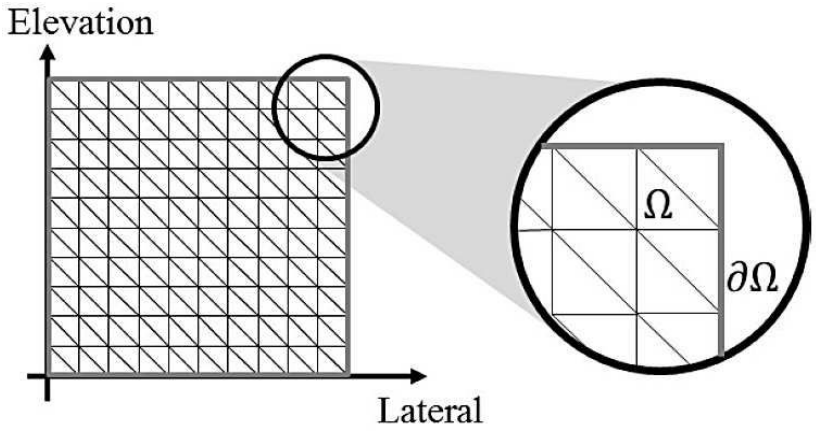
도면5


시 작
고강도 집속 초음파를 조사할 대상 영역에 포함되는 집속점의 수 및 대상 영역을 분할하는 패치의 수를 설정
S210
분할된 패치 각각의 내부에 포함된 집속점에 대한 스캐닝 순서를 나타내는 지역 순서의 후보 및 분할된 패치들 간의 스캐닝 순서를 나타내는 전역 순서의 후보를 생성
S220
생성된 지역 순서의 후보 및 전역 순서의 후보에 대한 열선량이 미리 설정된 기준치에 부합하도록 집속 초음파를 조사하는 경우의 소요 시간을 산출
S230
지역 순서의 후보 및 전역 순서의 후보에 대하여 각각 산출된 소요 시간이 최소화되는 값에 해당하는 지역 순서 및 전역 순서를 최적 스캐닝 순서로서 결정
S240
종 료

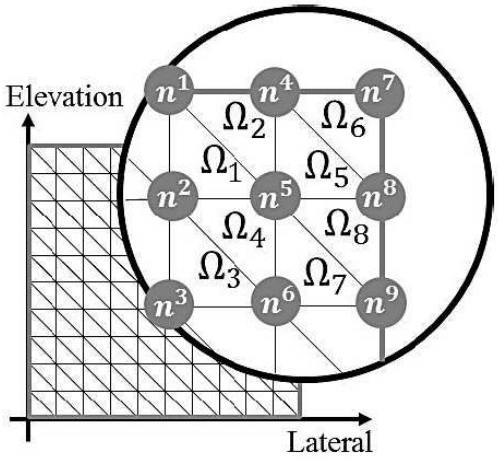
도면6


x'
x
(x, y, z)
R
(x0, y0)
z
y'
P(x0, y0)
y

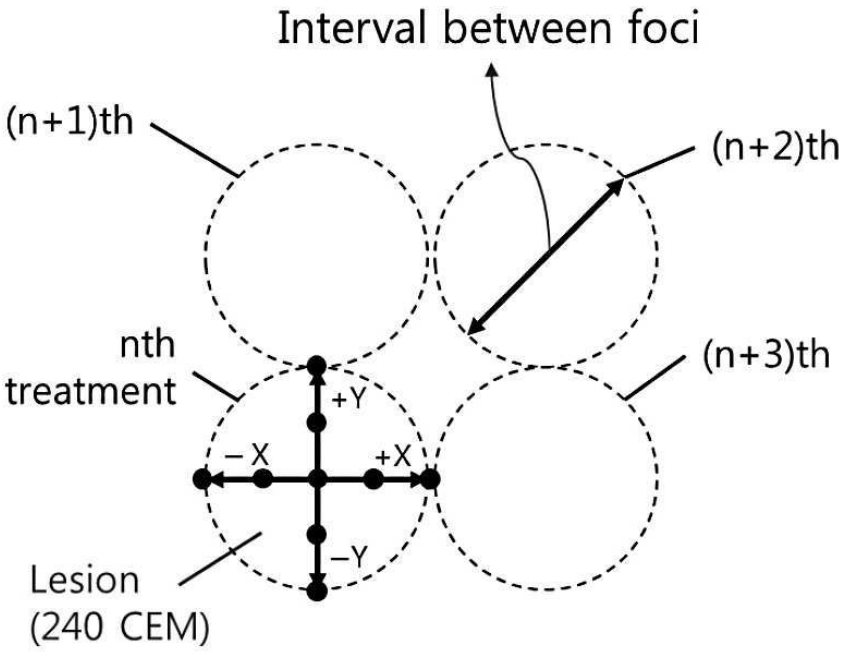
도면7


Elevation
Ω
∂Ω
Lateral

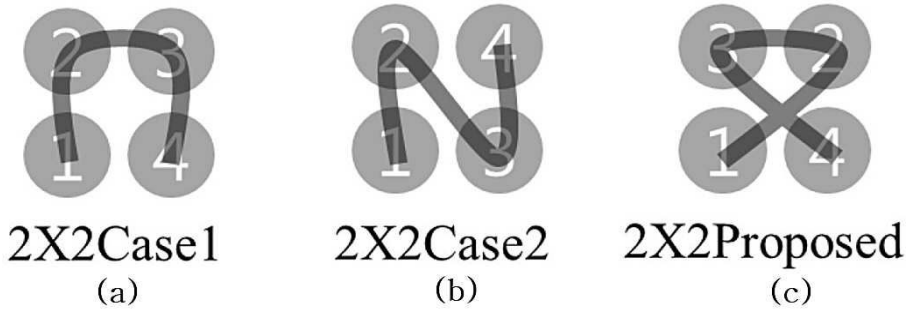
도면8


Elevation
$n^1$
$n^4$
$n^7$
$\Omega_2$
$\Omega_6$
$\Omega_1$
$\Omega_5$
$n^2$
$n^5$
$n^8$
$\Omega_4$
$\Omega_8$
$\Omega_3$
$\Omega_7$
$n^3$
$n^6$
$n^9$
Lateral

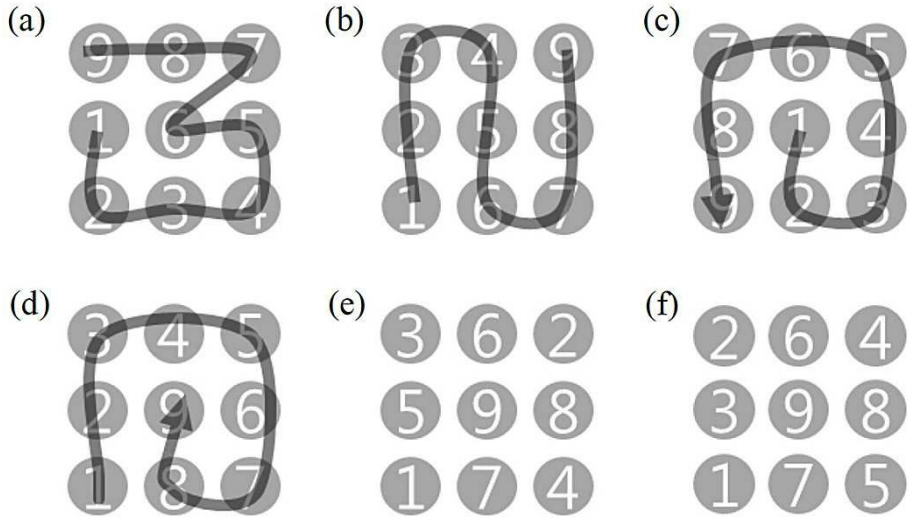
도면9


Interval between foci
(n+1)th
(n+2)th
nth
treatment
(n+3)th
+Y
−X
+X
−Y
Lesion
(240 CEM)

도면10




도면11




도면12

