



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2025-0080776
(43) 공개일자 2025년06월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 7/02 (2006.01) A61N 7/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61N 7/02 (2013.01)
A61N 2007/0039 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2024-0165011
(22) 출원일자 2024년11월19일
심사청구일자 2024년11월19일
(30) 우선권주장
1020230168385 2023년11월28일 대한민국(KR)

(71) 출원인
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)
(72) 발명자
박기주
서울특별시 서초구 나루터로 46, 101동 904호 (잠원동, 금호베스트빌아파트)
안세준
경기도 안양시 동안구 경수대로707번길 39, 103동 1003호 (호계동, 신성호계미소지움아파트)
(74) 대리인
유미특허법인

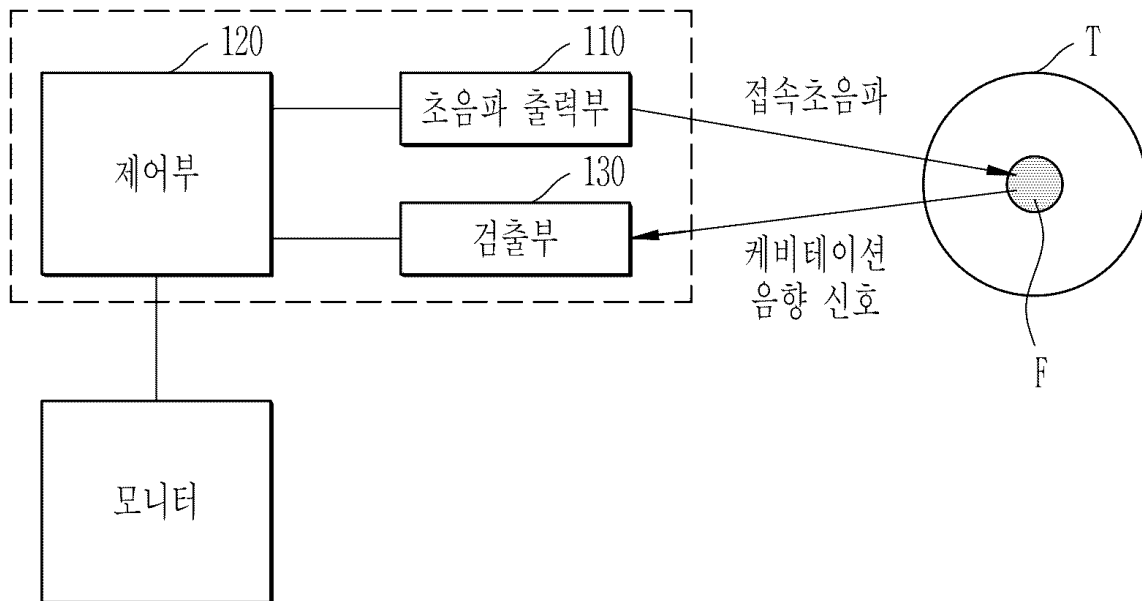
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 생체조직 파쇄 장치 및 이를 이용한 케비테이션 음향 신호 모니터링 방법

(57) 요약

적어도 하나의 프로세서에 의해 동작하는 생체조직 파쇄 장치의 동작 방법으로서, 기 설정된 압력과 강도로 생체 조직에 집속된 초음파부터 발생하는 아날로그의 케비테이션 음향 신호를 수신하면, 케비테이션 음향 신호를 주파수 도메인으로 변환하여 스펙트로그램을 생성하고, 스펙트로그램으로부터 제1 주파수 대역 그래프와 제2 주파수 대역 그래프를 생성한다. 그리고 제1 주파수 대역 그래프를 기초로 1차 수증기 기포가 발생하였는지 모니터링하고, 제2 주파수 대역 그래프를 기초로 케비테이션 클라우드가 발생하였는지 모니터링한다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61N 2007/0095 (2013.01)

A61N 2007/025 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711180122
과제번호	20220226
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	(혁신법)이공분야기초연구사업-신진연구자지원사업-우수신진연구
연구과제명	케비테이션의 정밀 제어를 통한 종양의 물리적 미세 파쇄가 가능한 차세대 비침습
가변압력 집속 초음파 수술	기술 연구 개발(2/3)
과제수행기관명	경희대학교 산학협력단
연구기간	2021.03.01 ~ 2024.02.29

명세서

청구범위

청구항 1

적어도 하나의 프로세서에 의해 동작하는 생체조직 파쇄 장치의 동작 방법으로서,

기 설정된 압력과 강도로 생체 조직에 집속된 초음파부터 발생하는 아날로그의 캐비테이션 음향 신호를 수신하는 단계,

상기 캐비테이션 음향 신호를 주파수 도메인으로 변환하여 스펙트로그램을 생성하고, 상기 스펙트로그램으로부터 제1 주파수 대역 그래프와 제2 주파수 대역 그래프를 생성하는 단계

상기 제1 주파수 대역 그래프를 기초로 1차 수증기 기포가 발생하였는지 모니터링하는 단계, 그리고

상기 제2 주파수 대역 그래프를 기초로 캐비테이션 클라우드가 발생하였는지 모니터링하는 단계

를 포함하는, 동작 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 생성하는 단계는,

상기 스펙트로그램에서 초음파 발진 중심 주파수의 첫 번째 울트라 하모닉 주파수 대역만을 포함하도록 상기 제1 주파수 대역 그래프를 생성하는 단계, 그리고,

상기 스펙트로그램에서 브로드밴드 주파수 대역만을 추출하여 상기 제2 주파수 대역 그래프를 생성하는 단계를 포함하는, 동작 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 1차 수증기 기포가 발생하였는지 모니터링하는 단계는,

상기 제1 주파수 대역 그래프를 기초로, 첫 번째 울트라 하모닉 주파수의 진폭이 미리 설정한 임계값 이상으로 상승하는 상승 시점이 있는지 확인하는 단계,

상기 상승 시점이 없으면, 상기 1차 수증기 기포가 발생하지 않은 것으로 확인하고 상기 초음파의 압력과 강도의 변경을 결정하는 단계

를 포함하는, 동작 방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 초음파의 압력과 강도의 변경을 결정하는 단계는,

상기 기 설정된 압력과 강도보다 높은 압력과 강도로 상기 초음파가 출력되도록 제어하는 단계

를 포함하는, 동작 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 캐비테이션 클라우드가 발생하였는지 모니터링하는 단계는,

상기 제2 주파수 대역 그래프를 기초로, 브로드밴드 대역의 주파수의 진폭이 미리 설정한 임계값 이상으로 상승

하는 상승 시점이 있는지 확인하는 단계,

상기 상승 시점이 가변 음향압력 적용 시점 이후이면, 상기 케비테이션 클라우드가 발생한 것으로 확인하고, 상기 초음파의 압력과 강도의 변경을 결정하는 단계

를 포함하는, 동작 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 초음파의 압력과 강도의 변경을 결정하는 단계는,

상기 기 설정된 압력과 강도보다 낮은 압력과 강도로 상기 초음파가 출력되도록 제어하는 단계

를 포함하는, 동작 방법.

청구항 7

기 설정된 압력과 강도로 초음파를 출력하는 초음파 출력부; 및

상기 초음파의 상기 압력과 강도를 제어하는 프로세서를 포함하되,

상기 프로세서는,

초음파가 출력된 생체 조직으로부터 발생하는 아날로그의 케비테이션 음향 신호를 주파수 도메인으로 변환하여 스펙트로그램을 생성하고, 상기 스펙트로그램으로부터 제1 주파수 대역 그래프와 제2 주파수 대역 그래프를 생성하고, 상기 제1 주파수 대역 그래프와 제2 주파수 대역 그래프를 기초로 1차 수증기 기포와 케비테이션 클라우드가 발생하였는지 모니터링하는, 생체조직 파쇄 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 케비테이션 음향 신호를 울트라 하모닉 대역의 주파수 도메인으로 변환하여 상기 제1 주파수 대역 그래프를 생성하고, 상기 케비테이션 음향 신호를 브로드밴드 대역의 주파수 도메인으로 변환하여 상기 제2 주파수 대역 그래프로 생성하는, 생체조직 파쇄 장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 제1 주파수 대역 그래프를 기초로 첫 번째 울트라 하모닉 주파수 성분의 진폭이 미리 설정한 임계값 이상으로 상승하는 상승 시점이 없으면, 상기 1차 수증기 기포가 발생하지 않은 것으로 확인하고, 상기 초음파의 압력과 강도를 상기 기 설정된 압력과 강도보다 높이는 것으로 결정하는, 생체조직 파쇄 장치.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 제2 주파수 대역 그래프를 기초로, 브로드밴드 대역의 주파수 성분의 진폭이 미리 설정한 임계값 이상으로 상승하는 상승 시점이 가변 음향압력 적용 시점 이후면, 상기 케비테이션 클라우드가 발생한 것으로 확인하고, 상기 초음파의 압력과 강도를 상기 기 설정된 압력과 강도보다 낮추는 것으로 결정하는, 생체조직 파쇄 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 실시간 케비테이션 신호를 모니터링하여 가변 음향압력 초음파의 음향압력 수치와 가변 시점을 모니터링하는 생체조직 파쇄 장치 및 이를 이용한 케비테이션 음향 신호 모니터링 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파(Focused ultrasound) 기술을 이용하면, 완전히 비침습적으로 신체 내 원하는 부위에 대기압의 수십에서 수백 배에 달하는 강력한 음향 에너지를 전달할 수 있다. 그리고, 수 mm의 공간해상도를 가지고 열(thermal) 또는 역학적(mechanical) 에너지를 선택적으로 신체 내 원하는 부위에 전달할 수 있다.

[0003] 초음파 열에너지 기반의 고강도 초음파(HIFU: High Intensity Focused Ultrasound)는, 고강도의 초음파 에너지를 한곳에 모아 초음파 초점에서 고열(예를 들어, 50℃ 이상)을 발생시켜 조직의 열적 괴사를 일으키는 기술이다. 현재 자궁섬유종, 자궁선근증, 전립선비대증, 전립선암, 전이성 골종양 및 수전증의 치료 목적으로 임상에서 HIFU가 널리 사용되고 있다.

[0004] 열적 삭마(thermal ablation) 효과뿐만 아니라, 초음파를 이용하여 생체조직을 물리적으로 파쇄하는 효과도 보고되고 있다. 보일링 히스토트립시(boiling histotripsy)라고 불리는 이 기술은 기존 HIFU에서 사용되는 음향압력(acoustic pressure) 보다 수십 배 더 강력한 압력을 사용하여 초음파 초점에서 음향공동현상을 인위적으로 발생시켜 초점 생체 조직을 물리적으로 파쇄하는 기술이다.

[0005] 전임상 동물실험 단계에서 보일링 히스토트립시 기술을 이용하여, 고형종양을 안전하게 제거하는 효과가 입증되었다. 그리고 기존 HIFU 열적 삭마 기술 대비 짧은 치료 시간, 생체 조직의 물리적 파쇄 및 실시간 케비테이션 모니터링을 통한 치료 과정 모니터링이 가능하여, 임상에서 적용되는 기존의 외과적 수술 방식을 대체할 수 있는 차세대 유망 초음파 수술 기술로써 많은 관심을 받고 있다.

[0006] 이러한 보일링 히스토트립시 초음파 기술은 사이즈가 큰 병변을 물리적으로 제거하는데 적합한 기술이다. 하지만, 보일링 히스토트립시 과정 중 발생하는 충격파 산란 효과에 의해서, 초음파 초점 부위뿐만 아니라 주변조직에서도 케비테이션이 발생할 가능성이 높다. 따라서, 정밀 미세 제거를 필요로 하는 수술인 경우, 보일링 히스토트립시 기술을 적용하기 매우 어려운 단점이 있다.

[0007] 이러한 단점을 보완하기 위해 최근에 가변압력(pressure modulated) 초음파를 이용하여, 충격파 산란 효과 없이 생체조직을 미세하게 파쇄할 수 있는 기술이 개발되었다. 가변압력 충격파 히스토트립시 기술은 가변압력 초음파 펄스를 이용하여 1차 수증기 기포(boiling bubble)를 초음파 초점에서 인위적으로 발생시킨 후, 순차적으로 초음파 초점의 음향압력을 충격파 산란 효과가 나타나는 임계값보다 낮춘다. 이를 통해 충격파 산란 효과 없이 1차 수증기 기포의 운동성만을 제어하여 주변 생체조직을 미세하게 파쇄할 수 있다. 즉, 가변압력 충격파 히스토트립시 기술은 기존 보일링 히스토트립시 기술 대비 충격파 산란효과를 발생시키지 않기 때문에 생체조직을 미세하게 파쇄할 수 있다.

[0008] 가변압력 충격파 히스토트립시 기술은 초음파 초점 부위에 기계적 손상을 유발하기 위해, 1차 수증기 기포가 발생할 수 있도록 충분한 세기의 음향압력을 요구한다. 그리고, 1차 수증기 기포가 발생한 직후 충격파 산란 효과를 회피하기 위해, 압력을 가변할 압력 값과 가변 시점에 대한 설정이 필요하다.

[0009] 그러나 실제 시술 환경이나 수술 환경에서는, 파쇄하고자 하는 생체조직의 특성인 물리적 성질과 음향학적 성질, 그리고 생체조직의 종류 및 위치 또는 초음파 발진 환경에 따라, 가변압력 충격파 히스토트립시 구현에 최소 요구되는 음향압력 값 및 음향압력을 가변할 가변 시점이 달라질 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 따라서, 본 발명은 1차 수증기 기포와 충격파 산란 효과로 인해 발생하는 케비테이션 클라우드의 음향 신호를 분석하고, 두 종류의 케비테이션 발생 여부를 실시간으로 모니터링함으로써, 가변압력 충격파 히스토트립시가 잘 적용되고 있는지에 대한 피드백을 치료 중에 사용자에게 제공할 수 있는 생체조직 파쇄 장치 및 이를 이용한 케비테이션 음향 신호 모니터링 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0011] 상기 본 발명의 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 하나의 특징인 적어도 하나의 프로세서에 의해 동작하

는 생체조직 파쇄 장치의 동작 방법으로서, 기 설정된 압력과 강도로 생체 조직에 집속된 초음파부터 발생하는 아날로그의 케비테이션 음향 신호를 수신하는 단계, 상기 케비테이션 음향 신호를 주파수 도메인으로 변환하여 스펙트로그램을 생성하고, 상기 스펙트로그램으로부터 제1 주파수 대역 그래프와 제2 주파수 대역 그래프를 생성하는 단계, 상기 제1 주파수 대역 그래프를 기초로 1차 수증기 기포가 발생하였는지 모니터링하는 단계, 그리고 상기 제2 주파수 대역 그래프를 기초로 케비테이션 클라우드가 발생하였는지 모니터링하는 단계를 포함한다.

[0012] 상기 생성하는 단계는, 상기 스펙트로그램에서 초음파 발진 중심 주파수의 첫 번째 울트라 하모닉 주파수 대역만을 포함하도록 상기 제1 주파수 대역 그래프를 생성하는 단계, 그리고, 상기 스펙트로그램에서 브로드밴드 주파수 대역만을 추출하여 상기 제2 주파수 대역 그래프를 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0013] 상기 1차 수증기 기포가 발생하였는지 모니터링하는 단계는, 상기 제1 주파수 대역 그래프를 기초로, 첫 번째 울트라 하모닉 주파수의 진폭이 미리 설정한 임계값 이상으로 상승하는 상승 시점이 있는지 확인하는 단계, 상기 상승 시점이 없으면, 상기 1차 수증기 기포가 발생하지 않은 것으로 확인하고 상기 초음파의 압력과 강도의 변경을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0014] 상기 초음파의 압력과 강도의 변경을 결정하는 단계는, 상기 기 설정된 압력과 강도보다 높은 압력과 강도로 상기 초음파가 출력되도록 제어하는 단계를 포함할 수 있다.

[0015] 상기 케비테이션 클라우드가 발생하였는지 모니터링하는 단계는, 상기 제2 주파수 대역 그래프를 기초로, 브로드밴드 대역의 주파수의 진폭이 미리 설정한 임계값 이상으로 상승하는 상승 시점이 있는지 확인하는 단계, 상기 상승 시점이 가변 음향압력 적용 시점 이후이면, 상기 케비테이션 클라우드가 발생한 것으로 확인하고, 상기 초음파의 압력과 강도의 변경을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0016] 상기 초음파의 압력과 강도의 변경을 결정하는 단계는, 상기 기 설정된 압력과 강도보다 낮은 압력과 강도로 상기 초음파가 출력되도록 제어하는 단계를 포함할 수 있다.

[0017] 상기 본 발명의 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 또 다른 특징인 생체조직 파쇄 장치로서, 기 설정된 압력과 강도로 초음파를 출력하는 초음파 출력부; 및 상기 초음파의 상기 압력과 강도를 제어하는 프로세서를 포함하되, 상기 프로세서는, 초음파가 출력된 생체 조직으로부터 발생하는 아날로그의 케비테이션 음향 신호를 주파수 도메인으로 변환하여 스펙트로그램을 생성하고, 상기 스펙트로그램으로부터 제1 주파수 대역 그래프와 제2 주파수 대역 그래프를 생성하고, 상기 제1 주파수 대역 그래프와 제2 주파수 대역 그래프를 기초로 1차 수증기 기포와 케비테이션 클라우드가 발생하였는지 모니터링한다.

[0018] 상기 프로세서는, 상기 케비테이션 음향 신호를 울트라 하모닉 대역의 주파수 도메인으로 변환하여 상기 제1 주파수 대역 그래프를 생성하고, 상기 케비테이션 음향 신호를 브로드밴드 대역의 주파수 도메인으로 변환하여 상기 제2 주파수 대역 그래프로 생성할 수 있다.

[0019] 상기 프로세서는, 상기 제1 주파수 대역 그래프를 기초로 첫 번째 울트라 하모닉 주파수 성분의 진폭이 미리 설정한 임계값 이상으로 상승하는 상승 시점이 없으면, 상기 1차 수증기 기포가 발생하지 않은 것으로 확인하고, 상기 초음파의 압력과 강도를 상기 기 설정된 압력과 강도보다 높이는 것으로 결정할 수 있다.

[0020] 상기 프로세서는, 상기 제2 주파수 대역 그래프를 기초로, 브로드밴드 대역의 주파수 성분의 진폭이 미리 설정한 임계값 이상으로 상승하는 상승 시점이 가변 음향압력 적용 시점 이후면, 상기 케비테이션 클라우드가 발생한 것으로 확인하고, 상기 초음파의 압력과 강도를 상기 기 설정된 압력과 강도보다 낮추는 것으로 결정할 수 있다.

발명의 효과

[0021] 본 발명에 따르면, 1차 수증기 기포 및 충격파 산란에 의한 케비테이션 클라우드 발생 여부를, 케비테이션 신호 모니터링을 통해 실시간으로 파악할 수 있으며, 사용자가 1차 수증기 기포 발생 이후 압력 가변을 적용할 시간적 지표를 제시할 수 있다.

[0022] 또한, 음향압력이 충분히 강하지 못하여 초음파 초점에서 1차 수증기 기포가 발생하지 않으면, 이러한 상황을 사용자에게 알려줄 수 있다.

[0023] 또한, 충격파 산란으로 인해 발생하는 케비테이션 클라우드를 모니터링할 수 있으므로, 사용자에게 의해 적용된 가변 압력 수치가 충격파 산란 효과 발생 역치보다 낮은지 실시간으로 파악할 수 있다. 그리고, 사용자는 충격파 산란 효과에 의해 케비테이션 클라우드가 발생한 시점을 파악할 수 있다.

[0024] 또한, 다양한 목표 생체조직의 종류와 초음파 발전 환경에서 사용자 계획대로 가변 압력 충격과 히스토트립시가 잘 적용되고 있는지에 대한 피드백을 실시간으로 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0025] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 생체조직 파쇄 장치의 구조도이다.

도 2는 본 발명의 실시예에 따른 생체조직 파쇄 장치가 케비테이션 음향 신호를 모니터링하는 방법에 대한 흐름도이다.

도 3은 본 발명의 실시예에 따른 케비테이션 음향 신호의 예시도이다.

도 4는 본 발명의 실시예에 따라 제공되는 화면의 예시도이다.

도 5는 본 발명의 실시예에 따른 스펙트로그램의 예시도이다.

도 6은 본 발명의 실시예에 따른 컴퓨팅 시스템의 구조도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0026] 아래에서는 첨부한 도면을 참고로 하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0027] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.

[0028] 이하 도면을 참조로 하여 본 발명의 실시예에 따른 생체조직 파쇄 장치 및 이를 이용한 케비테이션 음향 신호 모니터링 방법에 대해 설명한다.

[0029] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 생체조직 파쇄 장치의 구조도이다.

[0030] 도 1에 도시된 바와 같이, 생체조직 파쇄 장치(100)는 초음파 출력부(110), 제어부(120) 및 검출부(130)를 포함한다. 그리고, 생체조직 파쇄 장치(100)는 모니터(200)를 추가로 포함하거나, 생체조직 파쇄 장치(100)가 모니터(200)와 연동할 수도 있다.

[0031] 참고로, 도 1에는 발명의 설명을 위해 필요한 구성요소들만 도시된 것이며, 생체조직 파쇄 장치(100)를 동작시키거나 발명의 효과를 얻기 위해 필수적인 모든 구성요소들이 표시된 것은 아니다. 즉, 도 1에 도시한 구성요소 이외에도 발명의 효과를 얻기 위한 추가적인 하드웨어 및/또는 소프트웨어 구성요소가 더 포함될 수 있다.

[0032] 초음파 출력부(110)는 초음파를 출력할 수 있는 초음파 트랜스듀서(transducer)로 구성된다. 초음파 트랜스듀서는 초음파를 출력하는 음원으로, 3W/cm² (Ispta) 이상의 고강도 초음파를 출력하는 것을 예로 하여 설명하나, 반드시 이와 같이 한정되는 것은 아니다.

[0033] 본 발명의 실시예의 초음파 출력부(110)는 단일 트랜스듀서로 구성되는 것을 예로 하여 설명한다. 그러나, 복수의 트랜스듀서들이 하나의 초점에 초음파를 집중하는 트랜스듀서 어레이로 구성될 수 있으며, 어느 하나의 형태에 한정하지 않는다.

[0034] 초음파 출력부(110)는 제어부(120)와 연결된다. 초음파 출력부(110)는 제어부(120)로부터 음향압력, 파형, 주파수, 음향압력을 낮추는 가변 음향압력 적용 시점 등 초음파의 특성을 결정하는 제어신호를 수신하면, 이를 토대로 설정된 값에 따른 강도의 초음파를 출력하도록 구성된다.

[0035] 일반적으로, 초음파 트랜스듀서는 압전효과 또는 자왜(磁歪) 효과를 응용하여, 20KHz 이상의 교류 에너지를 같은 주파수의 기계적 진동으로 변환한다. 예를 들어, 트랜스듀서는 일측이 개구된 몸체와 압전소자를 포함하는 구조이며, 몸체 내부는 공기로 충전되며, 각 압전소자에는 전압을 인가하기 위한 전선이 연결된 구조일 수 있다.

[0036] 압전소자는 수정(Quartz) 및 전기석(Turmaline)과 같은 압전효과를 일으키는 물질을 이용하며, 트랜스듀서는 압전소자의 압전효과를 이용해 초음파를 발생 출력시킬 수 있다. 이와 같은 트랜스듀서의 구조는 하나의 예시일뿐

이며, 특정 구조나 효과로 한정되지 않는다.

- [0037] 트랜스듀서의 압전소자는 치료하고자 하는 부위와 목적에 따라 출력을 조정함으로써 적절한 강도의 초음파를 출력할 수 있고, 출력된 초음파는 중점을 일으켜 초음파 빔을 형성한다. 또한, 도 1에 도시된 바와 같이 초음파 출력부(110)는 제거하고자 하는 병변(lesion)이 존재하는 목표 생체조직(T)에 고강도의 초음파를 조사한다.
- [0038] 초점(F)은 초음파 출력부(110) 즉, 트랜스듀서로부터 출력된 초음파 빔이 집속되는 지점으로서, 초음파에 의한 진동 에너지가 한 곳에 모여 강력한 비선형 충격파를 발생시킨다. 초점(F)에서는 충격파의 열적 효과에 의해 수백 μm 내지 수 mm 크기의 수증기 기포가 생성되는 캐비테이션 현상이 발생된다. 그리고, 생성되는 수증기 기포가 진동 및 붕괴/소멸하면서 발생하는 충격을 이용하여 생체조직을 제거할 수 있다(기계적 삭마).
- [0039] 제어부(120)는 초음파 출력부(110)를 제어하여 생체조직의 기계적 손상을 유발하기 위해 1차 수증기 기포가 발생할 수 있도록 초음파의 압력을 설정한다. 또한, 제어부(120)는 1차 수증기 기포가 발생한 후 충격파 산란 효과가 발생하지 않도록 하기 위해, 초음파의 압력을 높이거나 낮추는 등 초음파의 압력을 조절하는 시점을 설정한다.
- [0040] 이때, 제어부(120)는 초음파의 압력을 조절하는 시점(이하, 설명의 편의를 위하여 ‘가변 음향압력 적용 시점’이라 지칭함)을 음향압력 가변 시점을 1차 수증기 기포 발생 후 한 번만 설정할 수도 있고, 여러 번 초음파의 압력을 조절할 수 있도록 여러 번 설정할 수도 있다. 그리고, 제어부(120)는 여러 번 가변 음향압력 적용 시점들을 설정할 때, 각 시점에 따라 초음파의 압력과 강도를 다르게 하도록 설정할 수 있다.
- [0041] 제어부(120)는 충격파 산란효과를 발생시키지 않는 정도로 초음파의 압력 및 강도를 낮출 가변 음향압력 적용 시점을 미리 외부로부터 입력 받을 수 있다. 그리고 제어부(120)는 초음파 출력부(110)를 통해 초음파 트랜스듀서로부터 출력되는 초음파 압력, 조사 시간 등의 파라미터를 조정함으로써 초음파의 강도를 설정값 이하로 제어할 수 있다. 여기서, 설정값이란 초음파가 생체조직 내에서 충격파 산란 효과를 발생시키지 않도록 하는 초음파 강도의 최대값을 의미한다.
- [0042] 예를 들어, 초음파 출력부(100)는 초점에서 40MPa 이상의 충격파 압력을 갖거나 최대정압 30MPa 이상 및 -10MPa 이하의 최대부압의 음향압력을 갖는 비선형 초음파 파형을 가지는 고강도 초음파를 출력하는 도중 기 설정된 시점이 된다고 가정한다. 그러면, 제어부(120)는 초음파의 음향압력을 충격파 압력이 40MPa 미만, 또는 최대 정압이 30MPa 이하이고 최대 부압이 -10MPa 이상의 압력을 갖는 선형 또는 비선형 초음파 파형 중 어느 하나의 파형이 되도록 음향압력을 조정하여, 충격파 산란효과 및 이로 인한 기포 구름 즉, 캐비테이션 클라우드(cavitation cloud)가 발생하지 않도록 제어할 수 있다.
- [0043] 그리고, 제어부(120)는 펄스 시간을 최소 0.1ms에서 최대 100ms가 되도록 하고, 초음파 중심 주파수는 0.1MHz 내지 10MHz, 펄스 반복주파수는 0.1Hz 내지 10Hz, 듀티 사이클은 0.1% 내지 10%의 범위를 갖도록 설정한다. 이때의 펄스 개수는 1개 이상이 되도록 설정한다.
- [0044] 제어부(120)는 검출부(130)로부터 캐비테이션 음향 신호를 수신하면, 수신한 캐비테이션 음향 신호를 분석하여 1차 수증기 기포와 충격파 산란에 의한 캐비테이션 클라우드가 발생하였는지 여부를 확인한다. 여기서, 캐비테이션 음향 신호는 시간의 흐름에 따른 전압 값으로 구성된 신호로 아날로그 신호인 것을 예로 하여 설명하나, 디지털 신호일 수도 있으며 다른 형태의 신호일 수도 있다. 또한, 캐비테이션 음향 신호는 기 설정된 압력과 강도로 생체 조직에 집속된 초음파로부터 발생한다.
- [0045] 제어부(120)는 아날로그 신호인 캐비테이션 음향 신호를 주파수 도메인으로 변환하여, 주파수 도메인 음향 신호인 스펙트로그램으로 생성한다. 제어부(120)가 캐비테이션 음향 신호를 주파수 도메인 음향 신호로 변환하는 방법은 다양하므로, 본 발명의 실시예에서는 어느 하나의 방법으로 한정하지 않는다.
- [0046] 이때, 주파수 도메인 음향 신호는 브로드밴드 대역 주파수 대역과 울트라 하모닉(ultra-harmonic) 주파수 대역 등 다양한 주파수 대역들로 구성된 신호들을 포함한다.
- [0047] 여기서, 울트라 하모닉 주파수 대역은 초음파 발진 중심 주파수(f_0)의 1.5배에 해당하는 주파수 대역에 해당한다. 즉, 울트라 하모닉 주파수는 초음파 발진 중심 주파수의 $(2n+1)/2$ 에 해당하는 배수 주파수 성분(예를 들어, $3/2$, $5/2$, $7/2$ 등)으로, 초음파 발진 중심 주파수의 1.5배, 2.5배, 3.5배 등에 해당하는 주파수 성분을 가진다.
- [0048] 그리고, 브로드밴드 대역은 스펙트로그램에서 초음파 발진 중심 주파수의 하모닉스 성분들(예를 들어, 멀티플 하모닉스, 울트라 하모닉스, 서브 하모닉스, 또는 서브-울트라 하모닉스 등)을 모두 제외한 주파수 대역을 의미

한다.

- [0049] 제어부(120)는 스펙트로그램에서 울트라 하모닉 주파수 영역과 브로드밴드 주파수 영역을 파악할 수 있다. 울트라 하모닉 주파수 영역과 브로드밴드 주파수 대역은 이미 알려진 대역으로 본 발명의 실시예에서는 어느 하나의 대역으로 한정하지 않는다.
- [0050] 제어부(120)는 스펙트로그램을 기초로 브로드밴드 주파수 대역만을 적분하여 브로드밴드 그래프로 생성한다. 그리고, 제어부(120)는 스펙트로그램을 기초로 울트라 하모닉 주파수 대역만을 적분하여, 울트라 하모닉 그래프로 생성한다.
- [0051] 그리고, 제어부(120)는 생성한 울트라 하모닉 그래프를 기초로, 1차 수증기 기포가 발생하였는지 모니터링한다.
- [0052] 제어부(120)는 생성한 울트라 하모닉 그래프를 확인하고, 대역 신호의 시간에 따른 진폭(amplitude) 변화를 실시간으로 모니터링한다. 즉, 제어부(120)는 울트라 하모닉 그래프에서 첫 번째 울트라 하모닉 주파수 성분의 진폭이 급격하게 상승하는 시점에 1차 수증기 기포가 발생한 것으로 확인한다.
- [0053] 1차 수증기 기포가 발생하는 시점은 울트라 하모닉 주파수 영역의 진폭이 미리 설정한 수치 이상으로 순간적으로 커지는 첫 번째 시점에 해당한다. 여기서, 울트라 하모닉 주파수 영역은 초음파 발진 중심 주파수의 배수 주파수 성분으로, 고조파라고도 지칭할 수 있다.
- [0054] 또한, 제어부(120)는 브로드밴드 그래프를 확인하고, 브로드밴드 대역 신호의 시간에 따른 진폭 변화를 실시간으로 모니터링함으로써, 충격과 산란으로 인해 발생하는 캐비테이션 클라우드 발생을 감지할 수 있다. 여기서, 브로드밴드 대역 신호 세기의 급격한 상승은 충격과 산란에 의한 캐비테이션 클라우드 발생을 의미한다.
- [0055] 이처럼, 제어부(120)는 캐비테이션 음향 신호를 실시간으로 모니터링하고, 모니터링한 결과를 기초로 음향압력 수치와 압력을 가변하는 가변 시점을 자동으로 조절하여 초음파 출력부(110)를 제어할 수 있다.
- [0056] 다시 말해, 제어부(120)는 사용자가 생체조직에 초음파를 조사하여 가변 압력 충격과 히스토트립시를 실시하면, 실시간으로 캐비테이션 신호를 모니터링하여, 1차 수증기 기포의 발생 여부를 판단한다. 만약 가변 압력 초음파 펄스 내에서 1차 수증기 기포가 발생하지 않았다면, 제어부(120)는 음향압력을 높여 1차 수증기 기포가 다음 가변 압력 초음파 펄스 내에서 발생할 수 있도록 조절할 수 있다.
- [0057] 즉, 제어부(120)는 캐비테이션 신호를 모니터링하여 1차 수증기 기포가 발생하지 않은 것으로 확인하면, 기존 사용된 초음파의 출력에서 미리 정해진 값(예를 들어, 기존 음향압력의 110%에 해당하는 값 등)을 높여 다음 펄스에 적용한다. 제어부(120)는 이러한 과정을 1차 수증기 기포가 발생할 때 까지 반복한다.
- [0058] 또한, 제어부(120)는 캐비테이션 음향 신호의 모니터링을 통해 확인한 1차 수증기 기포의 생성 시점을 기초로, 음향압력을 높이거나 낮추는 등 음향압력을 가변하여 조절할 가변 시점을 설정할 수 있다.
- [0059] 또한, 제어부(120)는 충격과 산란 효과로 인해 발생하는 캐비테이션 클라우드의 신호인 브로드밴드 주파수 대역의 신호 세기 변화를 모니터링한다. 그리고, 제어부(120)는 브로드밴드 주파수 대역의 주파수 진폭이 미리 설정한 임계값 이상으로 상승하고, 상승 시점이 음향압력을 가변한 가변 시점 이후인지 확인한다.
- [0060] 만약, 가변 음향압력 적용 시점 이후에 임계값 이상으로 브로드밴드 주파수 대역의 진폭이 상승했다면, 여전히 가변 음향압력을 적용한 이후에도 충격과 산란에 의한 캐비테이션 클라우드가 발생한 것으로 확인할 수 있다. 이를 통해, 제어부(120)는 가변 시점 이후에도 캐비테이션 클라우드가 발생하였다면, 그 다음 가변 음향압력 초음파 펄스의 가변 음향압력 수치를 추가로 줄여, 캐비테이션 클라우드가 발생하지 않도록 조절할 수 있다. 이를 위해, 제어부(120)는 가변 음향압력 적용 시점에 대한 시점 정보를 알고 있다고 가정한다.
- [0061] 검출부(130)는 초음파 출력부(110)에서 출력된 초음파의 초음파 초점에서 발생하는 캐비테이션 음향 신호를 수신한다. 그리고, 수신한 캐비테이션 음향 신호를 제어부(120)로 전달한다.
- [0062] 상술한 생체조직 파쇄 장치(100)를 이용하여 음향압력 수치를 모니터링하는 방법에 대해 도 2를 참조로 설명한다.
- [0063] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 생체조직 파쇄 장치가 캐비테이션 음향 신호를 모니터링하는 방법에 대한 흐름도이다.
- [0064] 초음파 출력부(110)에서 출력된 초음파가 목표 생체조직(T)에 조사되면, 도 2에 도시된 바와 같이, 생체조직 파쇄 장치(100)는 초음파 빔이 집속되는 지점에서 발생하는 캐비테이션 음향 신호를 수신한다(S100).

- [0065] 생체조직 파쇄 장치(100)는 아날로그 신호인 케비테이션 음향 신호를 주파수 도메인으로 변환하여 스펙트로그램으로 생성한다(S101). 생체조직 파쇄 장치(100)는 다양한 방법으로 시간의 흐름에 따른 전압 값으로 구성된 아날로그 신호인 케비테이션 음향 신호를 주파수 도메인으로 변환할 수 있으므로, 본 발명의 실시예에서는 어느 하나의 방법으로 한정하지 않는다.
- [0066] 생체조직 파쇄 장치(100)는 생성한 스펙트로그램에서 첫 번째 울트라 하모닉 주파 대역만을 적분하여, 울트라 하모닉 그래프로 생성한다(S102). 생체조직 파쇄 장치(100)는 다양한 방법을 통해 스펙트로그램에서 첫 번째 울트라 하모닉 주파수 대역만을 적분하여 울트라 하모닉 그래프로 생성할 수 있으므로, 본 발명의 실시예에서는 어느 하나의 방법으로 한정하지 않는다.
- [0067] 생체조직 파쇄 장치(100)는 울트라 하모닉 그래프에서 첫 번째 울트라 하모닉스 대역 신호의 시간에 따른 진폭(amplitude) 변화를 모니터링한다. 그리고, 생체조직 파쇄 장치(100)는 첫 번째 울트라 하모닉스 주파수 대역의 진폭의 상승폭이 미리 설정한 임계치보다 크게 상승하였는지 확인한다(S103).
- [0068] 진폭 상승폭이 임계치보다 작다면, 생체조직 파쇄 장치(100)는 울트라 하모닉 그래프를 계속 모니터링한다. 이때, 생체조직 파쇄 장치(100)는 기 입력된 압력과 강도를 가변할 시점에 따라 압력과 강도를 설정하여, 다음 가변 압력 초음파 펄스 내에서 1차 수증기 기포가 발생하도록 설정할 수도 있다.
- [0069] 그러나, 진폭 상승폭이 임계치보다 크면, 생체조직 파쇄 장치(100)는 1차 수증기 기포가 발생한 것으로 확인한다(S104). 이는, 생체조직 파쇄 장치(100)는 첫 번째 울트라 하모닉 주파수 성분의 진폭이 급격하게 상승하는 시점을 1차 수증기 기포가 발생한 것으로 확인할 수 있다.
- [0070] 한편, 생체조직 파쇄 장치(100)는 S101 단계에서 생성한 스펙트로그램에서 가변 압력 충격과 히스토그램시 중심 주파수의 하모닉스 성분들(예를 들어, 멀티플 하모닉, 울트라 하모닉, 서브 하모닉, 또는 서브-울트라 하모닉 등)을 모두 제외한 브로드밴드 대역을 적분하여, 브로드밴드 그래프로 생성한다(S105).
- [0071] 생체조직 파쇄 장치(100)는 브로드밴드 그래프를 기초로, 충격과 산란이 발생하였는지 확인한다(S106). 브로드밴드 대역 신호 세기의 급격한 상승은 충격과 산란에 의한 케비테이션 클라우드 발생을 의미하므로, 생체조직 파쇄 장치(100)는 브로드밴드 대역 신호의 세기를 확인하여 충격과 산란 발생 여부를 확인한다.
- [0072] 만약, 케비테이션 클라우드가 발생하기 전 브로드밴드 대역 신호의 진폭을 기준으로 미리 설정한 임계 값 이상의 진폭 상승이 발생하면, 생체조직 파쇄 장치(100)는 진폭이 상승한 시점이 가변 음향압력을 적용한 시점 이후 인지 확인한다(S107). 이를 위해, 생체조직 파쇄 장치(100)는 가변 음향압력 적용 시점에 대한 시점 정보를 미리 알고 있다고 가정한다.
- [0073] 만약, 상승한 시점이 가변 음향압력 적용 시점 이전이라면, 생체조직 파쇄 장치(100)는 브로드밴드 그래프를 기초로 충격과 산란이 발생하였는지 지속적으로 확인한다. 그러나, 상승한 시점이 가변 음향압력 적용 시점 이후라면, 생체조직 파쇄 장치(100)는 가변 음향압력 적용 시점 이후에도 여전히 충격과 산란에 의한 케비테이션 클라우드가 발생한 것으로 판단할 수 있다(S108).
- [0074] 생체조직 파쇄 장치(100)는 음향압력 가변 시점 이후에도 케비테이션 클라우드가 발생하였다면, 생체조직 파쇄 장치(100)는 그 다음 가변 음향압력 초음파 펄스의 가변 음향압력 수치를 추가로 줄여, 케비테이션 클라우드가 발생하지 않도록 조절할 수 있다.
- [0075] 생체조직 파쇄 장치(100)는 케비테이션 음향 신호를 모니터링하고 분석한 결과를 모니터(200)에 디스플레이한다(S109). 이를 통해, 생체조직 파쇄 장치(100)는 1차 수증기 기포가 발생하였는지, 케비테이션 클라우드가 발생하지 않았는지 등을 사용자가 파악할 수 있도록 제공한다.
- [0076] 상술한 바와 같이 생체조직 파쇄 장치(100)가 모니터링하는 케비테이션 음향 신호와 이를 분석하여 모니터(200)를 통해 제공하는 화면에 대해 도 3 및 도 4를 참조로 설명한다.
- [0077] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 케비테이션 음향 신호의 예시도이고, 도 4는 본 발명의 실시예에 따라 제공되는 화면의 예시도이다.
- [0078] 먼저, 도 3에 도시된 바와 같이, 생체조직 파쇄 장치(100)가 수신하는 케비테이션 음향 신호는 x축은 시간, y축은 음향의 진폭으로 구성된 아날로그 신호이다.
- [0079] 케비테이션 음향 신호에서 제1 시점(㉠)은 제1 시점(㉠) 직전의 진폭보다 미리 설정한 배수(예를 들어, 1.5배) 이상으로 진폭이 커진 시점으로, 생체조직 파쇄 장치(100)는 제1 시점(㉠)에서 1차 수증기 기포가 발생한 것을

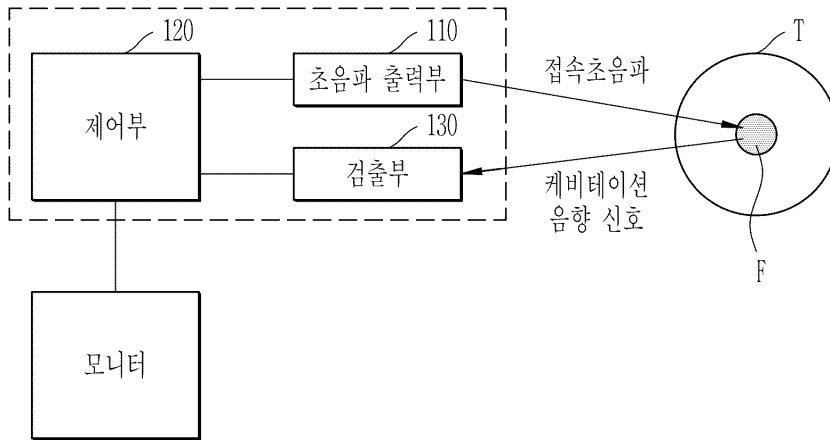
인지한다.

- [0080] 그리고, 생체조직 파쇄 장치(100)는 초음파의 압력을 가변할 가변 압력 적용 시점을 제1 시점(①)의 이후 시점인 제2 시점(②)을 설정할 수 있다. 생체조직 파쇄 장치(100)는 1차 수증기 기포가 발생한 제1 시점(①)을 기초로 음향압력을 가변할 가변 시점을 설정하도록 학습 데이터로 학습된 가변 시점 설정 모델을 포함할 수 있다. 여기서, 가변 시점 설정 모델은 의료 영상, 생체조직에 대한 특성 정보, 그리고 파쇄를 위한 범위 정보를 입력받으면, 초음파의 압력과 압력을 가변할 가변 시점을 출력하도록 학습되어 있으며, 가변 시점 설정 모델을 학습시키는 방법은 다양하므로 본 발명의 실시예에서는 어느 하나의 방법으로 한정하지 않는다.
- [0081] 수증기 기포가 발생하는 조건이 발생하여 이를 검출한 후부터, 생체조직 파쇄 장치(100)는 펄스 시간 내에서 파쇄 대상인 생체조직의 특성과 생체조직을 파쇄할 범위에 따라 압력을 가변시킬 시점을 다르게 설정된다. 그러므로, 이러한 정보들을 학습 정보로 수집하여 모델을 학습시키면, 생체조직 파쇄 장치(100)는 의료 영상과 파쇄할 타겟 생체조직의 범위가 입력되면 초음파의 압력과 압력을 조절할 시점 정보를 출력으로 제공할 수 있다.
- [0082] 한편, 도 4에 도시된 바와 같이, 생체조직 파쇄 장치(100)는 수신한 캐비테이션 음향 신호를 처리하여 주파수 도메인을 가지는 스펙트로그램으로 변환한 후, 울트라 하모닉 대역과 브로드밴드 대역의 적분을 통해 울트라 하모닉 그래프와 브로드밴드 그래프를 생성한다. 그리고, 생체조직 파쇄 장치(100)는 울트라 하모닉 대역의 스펙트로그램으로부터 1차 수증기 기포 발생 여부를 확인할 수 있고, 브로드밴드 대역의 스펙트로그램으로부터 캐비테이션 클라우드 발생 여부를 확인할 수 있다.
- [0083] 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 스펙트로그램의 예시도이다.
- [0084] 도 5의 (a)는 가변 음향압력을 주지 않는 기존의 보일링 히스토트립시 조사 조건을 이용하여 획득한 10ms 동안의 캐비테이션 음향 신호를 스펙트로그램으로 나타낸 예시도이다. 그리고 도 5의 (b)는 가변 음향압력 충격과 히스토트립시 조사 조건을 이용하여, 가변 음향압력 시점을 4ms로 하여 획득한 캐비테이션 음향 신호를 스펙트로그램으로 나타낸 예시도이다.
- [0085] 보일링 히스토트립시 경우 도 5의 (a)와 같이 보일링 버블이 발생한 후, 즉, 초음파가 출력되고 대략 3.8~3.9 ms 후에 충격과 산란효과에 의해서 브로드밴드 신호가 발생한다.
- [0086] 반면, 가변 음향압력 충격과 히스토트립시 경우, 도 5의 (b)에 도시된 바와 같이 보일링 버블이 발생한 뒤 가변 시점 후에(예를 들어, 4 ms 이후) 브로드밴드 신호가 보일링 히스토트립시 대비 현저히 줄어든 것을 확인할 수 있다. 따라서, 본 발명의 실시예에서는 생체조직 파쇄 장치(100)가 브로드밴드 그래프를 이용하여 캐비테이션 클라우드의 발생 여부를 확인할 수 있고, 이를 기초로 생체조직 파쇄 장치(100)는 1차 수증기 기포 발생 후에 캐비테이션 클라우드가 발생하지 않도록 초음파의 압력과 강도를 조절할 수 있다.
- [0087] 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 컴퓨팅 시스템의 구조도이다.
- [0088] 도 6을 참고하면, 적어도 하나의 프로세서에 의해 동작하는 생체조직 파쇄 장치(100)는 컴퓨팅 시스템(300)으로 구현될 수 있으며, 컴퓨팅 시스템(300)에서 본 발명의 동작을 실행하도록 기술된 명령들(instructions)이 포함된 프로그램을 실행한다. 프로그램은 컴퓨터 판독 가능한 저장매체에 저장될 수 있고, 유통될 수 있다.
- [0089] 컴퓨팅 시스템(300)의 하드웨어는 적어도 하나의 프로세서(310), 메모리(320), 스토리지(330), 통신 인터페이스(340)를 포함할 수 있고, 버스를 통해 연결될 수 있다. 이외에도 입력 장치 및 출력 장치 등의 하드웨어가 포함될 수 있다. 컴퓨팅 시스템(300)은 프로그램을 구동할 수 있는 운영 체제를 비롯한 각종 소프트웨어가 탑재될 수 있다.
- [0090] 프로세서(310)는 컴퓨팅 시스템(300)의 동작을 제어하는 장치로서, 프로그램에 포함된 명령들을 처리하는 다양한 형태의 프로세서일 수 있고, 예를 들면, CPU(Central Processing Unit), MPU(Micro Processor Unit), MCU(Micro Controller Unit), GPU(Graphic Processing Unit) 등 일 수 있다.
- [0091] 메모리(320)는 본 발명의 동작을 실행하도록 기술된 명령들이 프로세서(310)에 의해 처리되도록 해당 프로그램을 로드한다. 메모리(320)는 예를 들면, ROM(read only memory), RAM(random access memory) 등 일 수 있다. 스토리지(330)는 본 발명의 동작을 실행하는데 요구되는 각종 데이터, 프로그램 등을 저장한다. 통신 인터페이스(340)는 유/무선 통신 모듈일 수 있다.
- [0092] 이상에서 본 발명의 실시예에 대하여 상세하게 설명하였지만 본 발명의 권리범위는 이에 한정되는 것은 아니고 다음의 청구범위에서 정의하고 있는 본 발명의 기본 개념을 이용한 당업자의 여러 변형 및 개량 형태 또한 본

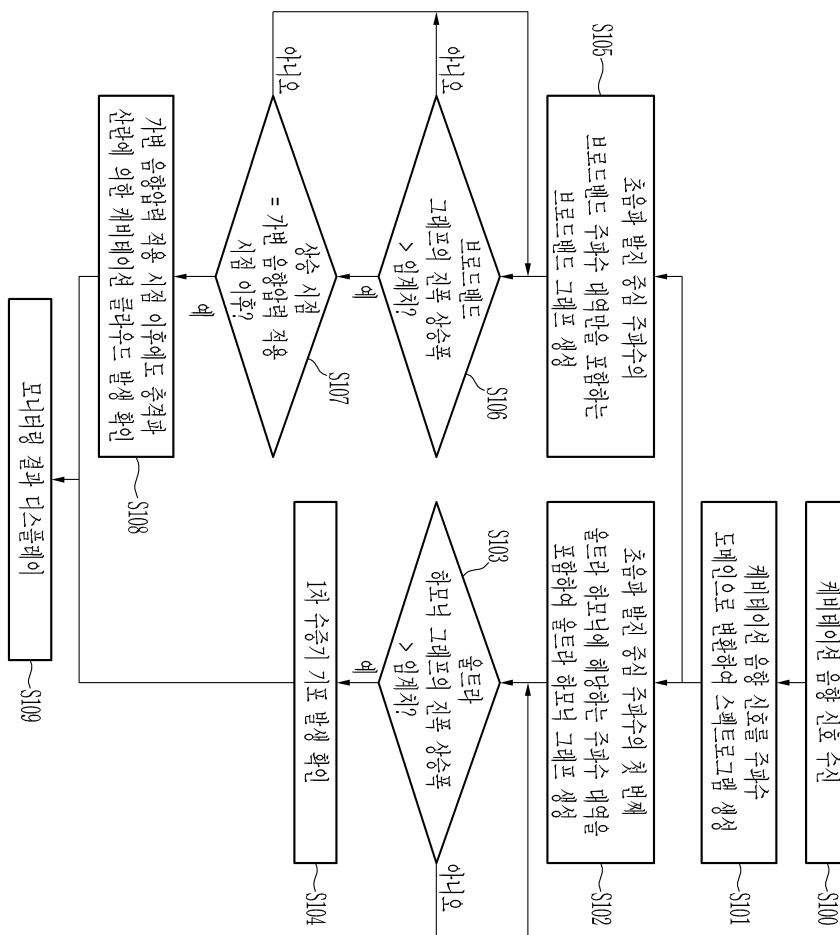
발명의 권리범위에 속하는 것이다.

도면

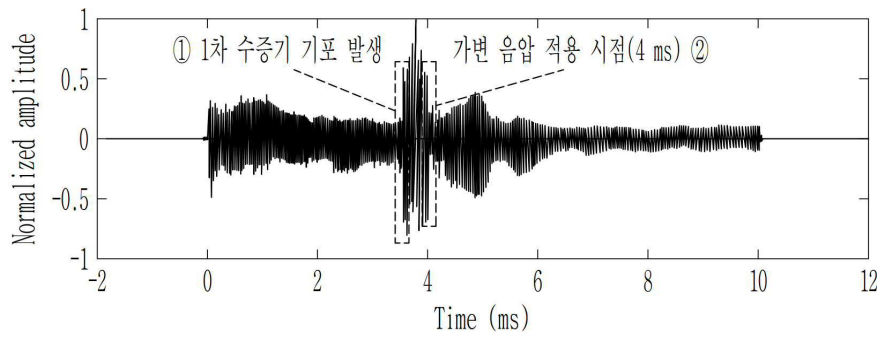
도면1



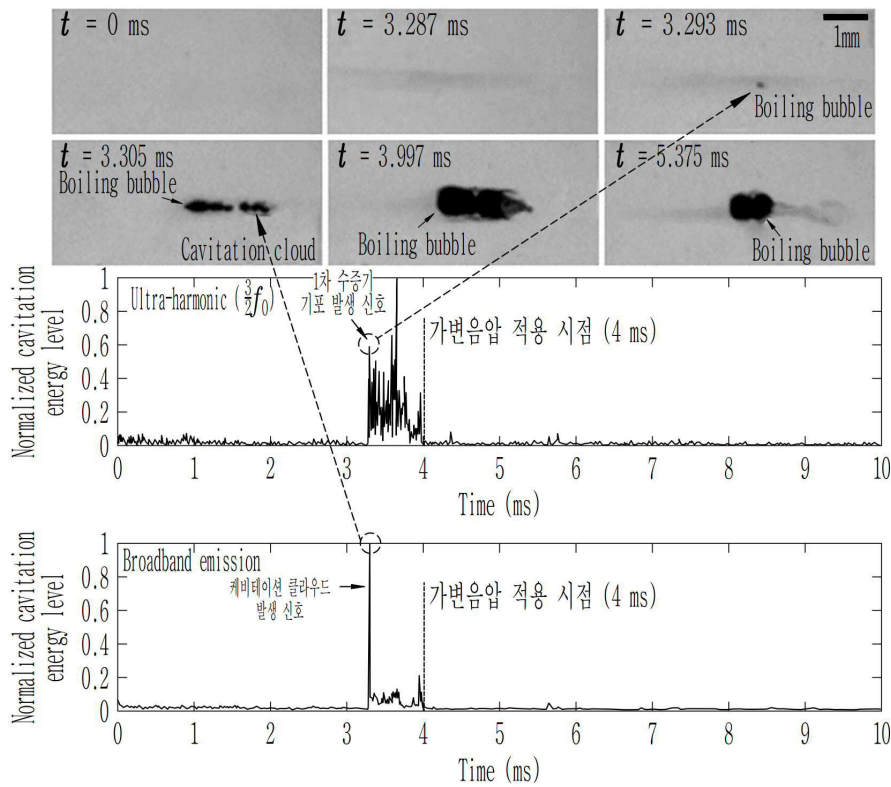
도면2



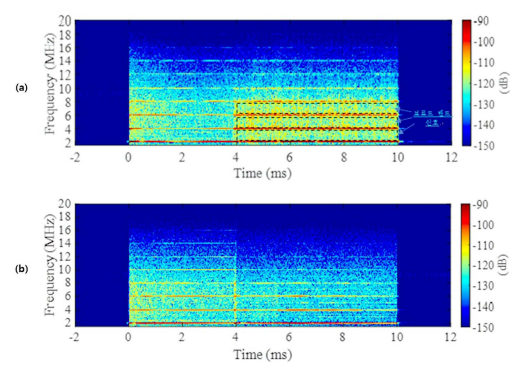
도면3



도면4



도면5



도면6

