



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년11월25일

(11) 등록번호 10-1332239

(24) 등록일자 2013년11월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/00 (2006.01) A61B 17/56 (2006.01)

B81B 7/02 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2011-7003823

(22) 출원일자(국제) 2009년09월02일

심사청구일자 2011년03월23일

(85) 번역문제출일자 2011년02월18일

(65) 공개번호 10-2011-0044758

(43) 공개일자 2011년04월29일

(86) 국제출원번호 PCT/US2009/055772

(87) 국제공개번호 WO 2010/028077

국제공개일자 2010년03월11일

(30) 우선권주장

61/093,688 2008년09월02일 미국(US)

61/187,548 2009년06월16일 미국(US)

(56) 선행기술조사문헌

KR1020080070624 A*

US20030139677 A1

US20040113790 A1

WO2007036318 A1

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

크리스티안 엠. 푸트릿츠 컨설팅, 엘엘씨

미국 콜로라도 포트 콜린스 블루 플렉스 코트
3644 (우:80521)

(72) 발명자

데미르, 헬미 볼칸

터이키 06800 안카라 빌켄트 유니버시티 80/15

푸트릿츠, 크리스티안 매튜

미국 80521 콜로라도 포트 콜린스 블루 플렉스 코트 3644

매리, 로핫

터이키 06450 안카라 디크멘 말라즈지르트 마할레시 10 소카크 6/23

(74) 대리인

남상선, 특허법인 남앤드남

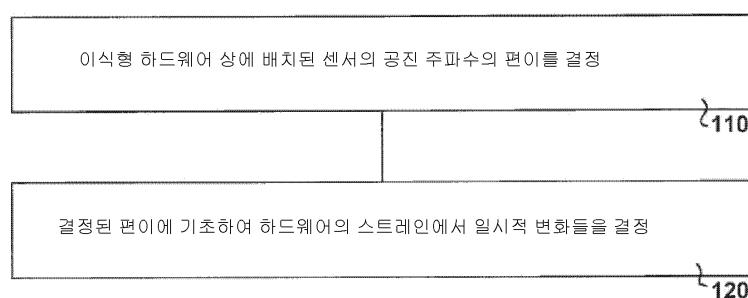
전체 청구항 수 : 총 41 항

심사관 : 김재호

(54) 발명의 명칭 바이오MEMS 센서와 이의 장치 및 방법

(57) 요약

디바이스들, 장치, 및/또는 시스템들을 동작 및 구성하는 전자 디바이스들, 장치, 시스템들, 및 방법들은 대상을 내에 이식되는 하드웨어의 스트레이인을 측정하도록 구성된 무선 센서를 포함한다. 다양한 실시예들에서, 하드웨어 스트레이인의 일시적 측정은 센서의 공진 주파수의 변화들을 모니터링하는 것을 포함한다. 센서는 올-온-칩(all-on-chip) 공진기로서 동작하는 유도성으로 전력 공급되는 디바이스로서 달성될 수 있으며, 여기서 센서의 컴포넌트들은 생체적합성이다. 부가적인 장치, 시스템들, 및 방법들이 제시된다.

대 표 도 - 도1

특허청구의 범위

청구항 1

대상물(subject) 내에 이식가능한(implantable) 하드웨어 디바이스에 장착되는 센서 디바이스를 이용하여 상기 하드웨어 디바이스에서의 변화들을 모니터링하는 방법으로서,

상기 센서 디바이스는 공진기로서 구성되는 감지 엘리먼트(sensing element)를 갖고,

상기 방법은:

교대하는(alternating) 자기장 또는 전자기장으로 상기 공진기에 유도성으로(inductively) 전력 공급(power ing)하는 단계;

교대하는 자기장 또는 전자기장으로 상기 공진기에 유도성으로 전력 공급하는 단계에 응답하여, 상기 하드웨어 디바이스가 스트레인(strain)을 받을 때에 스트레인을 받는 상기 공진기에 의해서 출력되는 전자기파 신호들을 수신하는 단계;

미리결정된 기간(period) 동안 상기 수신된 신호들에 기초하여 상기 공진기의 공진 주파수에서의 편이(shift)를 결정하는 단계; 및

상기 미리결정된 기간 동안 상기 공진기의 상기 공진 주파수의 상기 결정된 편이에 기초하여 상기 하드웨어 디바이스의 스트레인의 일시적(temporal) 변화를 결정하는 단계

를 포함하는,

대상물 내에 이식가능한 하드웨어 디바이스에 장착되는 센서 디바이스를 이용하여 상기 하드웨어 디바이스에서의 변화들을 모니터링하는 방법.

청구항 2

삭제

청구항 3

삭제

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 하드웨어 디바이스는 생물학적 대상물 내에 이식되는,

대상물 내에 이식가능한 하드웨어 디바이스에 장착되는 센서 디바이스를 이용하여 상기 하드웨어 디바이스에서의 변화들을 모니터링하는 방법.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 공진 주파수에서의 편이를 결정하는 단계는 상기 수신된 신호들을 스펙트럼 분석기에 입력함으로써 상기 공진기의 상기 공진 주파수를 결정하고,

상기 공진기는 하중(load)이 없을 때 또는 스트레인이 없을 때 50 MHz 내지 7 GHz 범위의 공진 주파수를 갖도록 구성되는,

대상물 내에 이식가능한 하드웨어 디바이스에 장착되는 센서 디바이스를 이용하여 상기 하드웨어 디바이스에서의 변화들을 모니터링하는 방법.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 하드웨어 디바이스의 스트레인에서의 일시적 변화에 기초하여 상기 생물학적 대상을 내의 변화를 결정하는 단계를 더 포함하는,

대상을 내에 이식가능한 하드웨어 디바이스에 장착되는 센서 디바이스를 이용하여 상기 하드웨어 디바이스에서의 변화들을 모니터링하는 방법.

청구항 7

제4항에 있어서,

상기 하드웨어 디바이스의 스트레인에서의 일시적 변화는 상기 하드웨어 디바이스의 스트레인-주파수 교정(calibration)을 이용하여 결정되는,

대상을 내에 이식가능한 하드웨어 디바이스에 장착되는 센서 디바이스를 이용하여 상기 하드웨어 디바이스에서의 변화들을 모니터링하는 방법.

청구항 8

제4항에 있어서,

상기 하드웨어 디바이스의 표면 벤딩(bending) 스트레인들을 모니터링하는 단계를 더 포함하는,

대상을 내에 이식가능한 하드웨어 디바이스에 장착되는 센서 디바이스를 이용하여 상기 하드웨어 디바이스에서의 변화들을 모니터링하는 방법.

청구항 9

제4항에 있어서,

상기 하드웨어 디바이스는 골절 고정 플레이트(fracture fixation plate)를 포함하고, 상기 센서 디바이스는 상기 골절 고정 플레이트의 표면에 부착되는,

대상을 내에 이식가능한 하드웨어 디바이스에 장착되는 센서 디바이스를 이용하여 상기 하드웨어 디바이스에서의 변화들을 모니터링하는 방법.

청구항 10

센서 디바이스로서,

기판;

커패시터 유전체로서 상기 기판 위에 배치되는 유전체 물질 – 상기 유전체 물질은 그 위에 장착되는 구조물(structure)이 스트레인을 받을 때 스트레인을 받는 고체 물질임 –; 및

상기 유전체 물질 상에 배치되는 적어도 하나의 전도성 코일

을 포함하고,

상기 유전체 물질 및 상기 전도성 코일은 감지 엘리먼트를 구성하고, 상기 감지 엘리먼트는 공진기로서 구성되며,

상기 센서 디바이스는 생물학적 대상을 내의 이식을 위해 생체적합적(biocompatible)이고,

상기 센서 디바이스에 연결되는 전력 공급기 없이, 상기 공진기는 교대하는 자기장 또는 전자기장으로 유도성으로 전력 공급될 수 있고,

교대하는 자기장 또는 전자기장으로 상기 공진기에 유도성으로 전력 공급하는 것에 응답하여, 상기 공진기는 상기 공진기의 공진 주파수에 대응하는 전자기파 신호들을 출력하며,

상기 공진기의 상기 공진 주파수는 상기 공진기에 인가되는 스트레인에 상응하게(in correspondence with) 편이 되는,

센서 디바이스.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 기판은 가요성 테이프(flexible tape)로서 구성되는,

센서 디바이스.

청구항 12

제10항에 있어서,

상기 센서 디바이스는, 상기 기판과 상기 유전체 물질 사이에 있고 그리고 상기 기판 및 상기 유전체 물질과 접촉하는 전도층을 더 포함하는,

센서 디바이스.

청구항 13

제10항에 있어서,

상기 유전체 물질은 실리콘 질화물로 구성되고, 그리고 상기 전도성 코일은 금으로 구성되는,

센서 디바이스.

청구항 14

제10항에 있어서,

상기 공진기는 메타물질(metamaterial)로 구성되는,

센서 디바이스.

청구항 15

제10항에 있어서,

상기 전도성 코일은 나선형 구성, 분할-링(split-ring) 구성, 또는 중첩형(nested) 분할-링 구성 중 하나를 갖는,

센서 디바이스.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 나선형 구성은 적어도 2번의 나선형 턴(turn)들을 갖는 전도성 물질의 연속적인 길이를 갖는,

센서 디바이스.

청구항 17

제15항에 있어서,

상기 중첩형 분할-링 구성은 내부 사각형 및 외부 사각형을 포함하고, 상기 외부 사각형은 제 1 단선(break)을 포함하고 상기 내부 사각형은 제 2 단선을 포함하며, 상기 제 1 단선은 상기 제 2 단선을 갖는 상기 내부 사각형의 길이에 대향하는(opposite) 상기 외부 사각형의 길이를 따르는,

센서 디바이스.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 센서 디바이스는 중첩형 분할-링 구성의 어레이를 포함하는,
센서 디바이스.

청구항 19

제15항에 있어서,
상기 나선형 코일 구성은 적어도 2번의 나선형 턴들을 갖는,
센서 디바이스.

청구항 20

제15항에 있어서,
상기 중첩형 분할-링 구성은, 공통 베이스 측면을 갖지만 상이한 높이들을 갖고 각각이 상기 베이스 측면에 대향하는 캡을 갖는 다수의 사각형들을 갖는,
센서 디바이스.

청구항 21

제10항에 있어서,
상기 센서 디바이스는 전도성 코일들의 어레이를 포함하는,
센서 디바이스.

청구항 22

제21항에 있어서,
상기 전도성 코일들의 어레이는 적어도 2개의 상이한 코일 구성들을 포함하는,
센서 디바이스.

청구항 23

제10항에 있어서,
상기 공진기는 부유형(suspended) 공진기 구조를 갖는,
센서 디바이스.

청구항 24

제10항에 있어서,
상기 센서 디바이스는 생물학적 대상물에 이식가능한 하드웨어 디바이스에 장착가능하거나 또는 상기 하드웨어 디바이스와 통합되는,
센서 디바이스.

청구항 25

제10항에 있어서,
상기 전도성 코일은 트리플렛(triplet) 구성을 포함하고,
상기 트리플렛 구성의 각각의 공진기는 사각형 나선형 코일 공진기, 원형 나선형 코일 공진기, 부유형 공진기, 또는 분할-링-공진기 중 하나인,
센서 디바이스.

청구항 26

제10항에 있어서,

상기 센서 디바이스의 상기 공진기는 하중이 없을 때 또는 스트레인이 없을 때에 50 MHz 내지 7 GHz 범위의 공진 주파수를 갖도록 구성되는,

센서 디바이스.

청구항 27

생물학적 대상물 내에 이식가능한 장치로서,

하드웨어 디바이스; 및

상기 하드웨어 디바이스에 부착가능하거나 또는 상기 하드웨어 디바이스와 통합되는 센서 디바이스를 포함하고, 상기 센서 디바이스는,

기판;

상기 기판 위에 배치되는 유전체 물질; 및

상기 유전체 물질 상에 배치되는 적어도 하나의 전도성 코일

을 포함하고,

상기 유전체 물질 및 상기 전도성 코일은 감지 엘리먼트를 구성하고, 상기 감지 엘리먼트는 공진기로서 구성되며,

상기 센서 디바이스에 연결되는 전력 공급기 없이, 상기 공진기는 교대하는 자기장 또는 전자기장으로 유도성으로 전력 공급될 수 있고,

교대하는 자기장 또는 전자기장으로 상기 공진기에 유도성으로 전력 공급하는 것에 응답하여, 상기 공진기는 상기 공진기의 공진 주파수에 대응하는 전자기파 신호들을 출력하며,

상기 공진기의 상기 공진 주파수는 상기 공진기에 인가되는 스트레인에 상응하게 편이되는,

생물학적 대상물 내에 이식가능한 장치.

청구항 28

제27항에 있어서,

상기 기판은 에폭시에 의해 상기 하드웨어 디바이스에 부착되는,

생물학적 대상물 내에 이식가능한 장치.

청구항 29

제27항에 있어서,

상기 하드웨어 디바이스는 골절 고정 플레이트를 포함하는,

생물학적 대상물 내에 이식가능한 장치.

청구항 30

제27항에 있어서,

상기 기판은 가요성 테이프로서 구성되는,

생물학적 대상물 내에 이식가능한 장치.

청구항 31

제27항에 있어서,

상기 유전체 물질은 실리콘 질화물로 구성되고 그리고 상기 전도성 코일은 금으로 구성되는,

생물학적 대상물 내에 이식가능한 장치.

청구항 32

제27항에 있어서,

상기 공진기는 메타물질로 구성되는,

생물학적 대상물 내에 이식가능한 장치.

청구항 33

제27항에 있어서,

상기 전도성 코일은 나선형 구성, 분할-링 구성, 또는 중첩형 분할-링 구성 중 하나를 갖는,

생물학적 대상물 내에 이식가능한 장치.

청구항 34

제27항에 있어서,

상기 공진기는 하중이 없을 때 또는 스트레인이 없을 때 50 MHz 내지 7 GHz 범위의 공진 주파수를 갖도록 구성되는,

생물학적 대상물 내에 이식가능한 장치.

청구항 35

모니터링 시스템으로서,

생물학적 대상물 내에 이식가능한 장치 – 상기 장치는 하드웨어 디바이스 및 상기 하드웨어 디바이스에 장착되거나 또는 상기 하드웨어 디바이스와 통합되는 센서 디바이스를 포함하고, 상기 센서 디바이스는:

기판;

상기 기판 위에 배치되는 유전체 물질; 및

상기 유전체 물질 상에 배치되는 적어도 하나의 전도성 코일

을 포함하고,

상기 유전체 물질 및 상기 전도성 코일은 감지 엘리먼트를 구성하고, 상기 감지 엘리먼트는 공진기로서 구성되며, 상기 센서 디바이스에 연결되는 전력 공급기 없이, 상기 공진기는 교대하는 자기장 또는 전자기장으로 유도성으로 전력 공급될 수 있고, 교대하는 자기장 또는 전자기장으로 상기 공진기에 유도성으로 전력 공급하는 것에 응답하여, 상기 공진기는 상기 공진기의 공진 주파수에 대응하는 전자기파 신호들을 출력하며, 상기 공진기의 상기 공진 주파수는 상기 공진기에 인가되는 스트레인에 상응하게 편이됨 –;

상기 공진기에 유도성으로 전력 공급하기 위해 전자기장을 발생시키는 전자기장 발생기;

상기 전자기장에 의해 여기되는 상기 공진기에 응답하여 발생되는 상기 공진기로부터의 신호들을 수신하는 수신기;

미리결정된 기간 동안 상기 수신된 신호들에 기초하여 상기 공진기의 공진 주파수에서의 편이를 결정하는 디바이스; 및

상기 미리결정된 기간 동안 상기 공진기의 상기 공진 주파수에서의 상기 결정된 편이에 기초하여 상기 하드웨어 디바이스의 스트레인에서의 일시적 변화를 결정하는 분석기

를 포함하는,

모니터링 시스템.

청구항 36

제35항에 있어서,

상기 분석기는 상기 하드웨어 디바이스의 스트레인에서의 일시적 변화에 기초하여 상기 생물학적 대상을 내의 변화를 결정하는,

모니터링 시스템.

청구항 37

제35항에 있어서,

상기 공진기의 상기 공진 주파수를 결정하고;

상기 미리결정된 기간 동안에 상기 수신된 신호들에 기초하여 상기 공진기의 상기 공진 주파수에서의 편이를 결정하며 – 상기 신호들은 인가되는 전자기 프로브 신호들에 응답하여 상기 센서 디바이스로부터 발생됨 – 그리고

상기 미리결정된 기간 동안 상기 공진기의 상기 공진 주파수에서의 편이에 기초하여 상기 하드웨어 디바이스의 스트레인에서의 일시적 변화를 결정하기 위한 명령들을 실행하기 위해서, 상기 모니터링 시스템의 프로세서에 의해 실행가능한 상기 명령들을 저장하는 기계-판독가능 저장 매체를 더 포함하는,

모니터링 시스템.

청구항 38

제37항에 있어서,

상기 기계-판독가능 저장 매체는 상기 하드웨어 디바이스의 스트레인-주파수 교정의 데이터를 저장하기 위한 명령들을 포함하는,

모니터링 시스템.

청구항 39

제37항에 있어서,

상기 기계-판독가능 저장 매체는 상기 생물학적 대상을의 골절 치료(fracture healing)를 나타내는 데이터를 발생시키기 위한 명령들을 포함하고, 상기 데이터는 상기 골절에 대해 상기 생물학적 대상을 내에 이식되는 상기 하드웨어 디바이스의 스트레인에서의 일시적 변화들에 기초하는,

모니터링 시스템.

청구항 40

제35항에 있어서,

상기 분석기는 상기 하드웨어 디바이스의 스트레인-주파수 교정의 데이터를 저장하기 위한 메모리를 포함하는,

모니터링 시스템.

청구항 41

제35항에 있어서,

상기 생물학적 대상을의 골절 치료를 나타내는 데이터를 저장하는 메모리 디바이스를 더 포함하고,

상기 데이터는 상기 골절에 대해 상기 생물학적 대상을 내에 이식되는 상기 하드웨어 디바이스의 스트레인에서의 상기 일시적 변화들에 기초하는,

모니터링 시스템.

청구항 42

대상을 내에 이식가능한 하드웨어 디바이스를 제조하는 방법으로서,

센서 디바이스에 연결되는 전력 공급기 없이 교대하는 자기장 또는 전자기장으로 유도성으로 전력 공급되는, 상기 하드웨어 디바이스의 스트레인에서의 변화를 측정하는 생체적합성 센서 디바이스를 제조하는 단계; 및
상기 하드웨어 디바이스 상에 상기 생체적합성 센서 디바이스를 배치하는 단계
를 포함하고,

상기 제조하는 단계는:

기판 상에 유전체 물질을 배치하는 단계; 및
상기 유전체 물질 상에 전도성 코일을 형성하는 단계

를 포함하고,

상기 유전체 물질 및 상기 전도성 코일은 공진기로서 구성되는 감지 엘리먼트를 형성하고, 상기 공진기는 교대하는 자기장 또는 전자기장으로 유도성으로 전원 공급될 때에 전자기파 신호들을 출력하며,

교대하는 자기장 또는 전자기장으로 상기 공진기에 유도성으로 전원 공급하는 것에 응답하여, 상기 공진기는 상기 공진기의 공진 주파수에 대응하는 전자기파 신호들을 출력하고,

상기 공진기의 상기 공진 주파수는 상기 공진기에 인가되는 스트레인에 상응하게 편이되는,
대상물 내에 이식 가능한 하드웨어 디바이스를 제조하는 방법.

청구항 43

삭제

청구항 44

제42항에 있어서,

상기 센서 디바이스의 상기 공진기는 하중이 없을 때 또는 스트레인이 없을 때에 50 MHz 내지 7 GHz 범위의 공진 주파수를 갖도록 구성되는,

대상물 내에 이식 가능한 하드웨어 디바이스를 제조하는 방법.

청구항 45

삭제

청구항 46

삭제

청구항 47

삭제

청구항 48

삭제

청구항 49

삭제

명세서

기술분야

[0001] 본 특허출원은 2009년 6월 16일자로 제출된 미국 가특허출원 일련번호 제61/187,548호 및 2008년 9월 2일자로 제출된 미국 가특허출원 일련번호 제61/093,688호의 우선권 장점을 청구하며, 상기 출원들은 참조로 본 명세서

에 포함된다.

배경기술

[0002] 본 출원은 일반적으로 센서들 및 이의 사용법들에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는 이식형(implantable) 센서들에 관한 것이다.

[0003] 정형외과(orthopaedic) 팔다리 상해(extrmity injuries)는 미국 및 전세계 커뮤니티들에게 많은 의학적 및 금융적 부담을 준다. 미국에서 한 해 동안 대략적으로 800만개의 뼈 골절들(bone fractures)이 보고되며, 이러한 골절들의 약 10%는 적절히 치료되지 않는다. 혈관 공급에 큰 장애를 수반하는 상해들에서, 비정상적(aberrant) 뼈 치료의 비율은 거의 50%이다. 대부분의 통상적인 합병증(complication)은 골질의(bony) 비-접합(non-union)이다. 이러한 비-접합은 결근으로 인한 생산성 손실과 같은 연관 비용들뿐만 아니라 교정하기 위한 직접적인 비용 때문에 매우 고비용일 수 있다. 이러한 비용들은 초기 치료 내에서 연관된 합병증이 방지될 수 있거나 해결될 수 있다면 적어도 50%만큼 감소될 수 있다고 추정되었다.

[0004] 비-접합에 대한 가장 통상적인 치료는 부가적인 수술(surgery)이다. 이러한 프로시저들의 임상 결과는 골절 지점에서 섬유 조직 축적의 일시적 추이(temporal course)로 인해 초기 수술과 제 2 수술 사이의 시간에서 부정적으로 상관된다. 따라서, 골절 지점 치료 및 관리의 치명적으로 중요한 초기 스테이지들에서 뼈 치료의 추이(정상 대 비정상)를 결정하기 위한 중대한 임상적 필요성이 존재한다. 골절 "생물학적" 치료법들의 주사들, 뼈 형성 단백질(bone morphogenetic proteins: BMP들) 또는 BMP들의 골 유도성(osteoinductive) 활동들을 증강(potentiate)시키는 다른 성장 인자들을 사용하는 현재의 전략들은 초기 치료 단계에서 골절의 비-접합을 비-침습적으로(non-invasively) 치료하기 위해 제안되었다. 그러나, 보조적인 생물학적 치료들이 필요한 경우에 진단하는 능력은 현재 이용가능하지 않다.

[0005] 뼈 치료 시퀀스가 손상되는 정확한 메커니즘이 불충분하게 이해되지만, 많은 이러한 비-접합들 또는 가관절들(pseudoarthrose)(섬유 접합부들)은 안정화된 직접적인 뼈 브릿징(bridging)(막내 골화(intramembranous ossification)) 치료 경로를 통하여 진행되지 않는 골절 상태가 존재할 때 발생한다. 현재, 임상의사들은 일반적으로 방사선사진(radiographic)들에 의해 시작적으로 치료를 모니터링하고, 골절 뼈를 수동적으로 벤딩(bending)함으로써 접합의 기계적 상태를 검사할 수 있다. 불행하게도, 비정상적 골절 치료의 추이(course)는 골절 지점의 표준 방사선사진 정보가 광물화된 조직의 상대적 결핍으로 인해 치료 경로를 구별할 수 없을 때의 초기 시간 기간에서 용이하게 진단되지 않는다. 또한, 골절 치료의 수동적인 평가는 치료의 초기 스테이지들에서 진단 틀로서 부적절하다. 따라서, 문제가 있는 골절들의 임상 정형외과 환자 및 치료에 중요한 영향을 주는 처음 수술 후 6주(6 post-operative week) 내에 치료의 추이에 대한 진단 정보를 제공하는 새로운 기술이 필요하다. 본 발명은 이러한 필요성을 해결한다.

발명의 내용

[0006] 이하의 상세한 설명은 본 발명의 다양한 실시예들을 예시적으로 도시하는 첨부된 도면들을 참조한다. 이러한 실시예들은 통상의 당업자가 이러한 실시예들 및 다른 실시예들을 실시할 수 있도록 충분히 상세히 설명된다. 다른 실시예들이 사용될 수 있고, 이러한 실시예들에 대한 구조적, 논리적, 및 전기적 변화들이 이루어질 수 있다. 다양한 실시예들은 일부 실시예들이 새로운 실시예들을 형성하기 위해 하나 이상의 다른 실시예들과 조합될 수 있기 때문에 상호 배타적일 필요가 없다. 따라서, 이하의 상세한 설명은 제한적인 관점으로 고려되어서는 안된다.

[0007] 다양한 실시예들에서, 무선 센서는 인간 및 동물을 포함할 수 있는 생물학적 대상을 내에 이식되는 하드웨어 디바이스의 스트레인(strain)을 측정하도록 구성된다. 하드웨어 스트레인의 일시적(temporal) 측정은 센서의 공진 주파수의 변화들을 모니터링하는 것을 포함하는 측정들을 이용하여 수행될 수 있다. 센서는 올-온-칩(all-on-chip) 공진기로서 동작하는 유도성으로 전력 공급되는 디바이스로서 인식될 수 있으며, 여기서 센서의 컴포넌트들은 생체적합성(biocompatible)이다. 그러한 센서는 다양한 전자 디바이스들, 장치, 및 시스템들로 동작될 수 있다.

[0008] 초기 시간 기간에서 이식부 하중(implant loading) 및 골절 안정성의 정도에 치료가 임계적으로 관련된다는 것은 임상 환자 및 동물 모델들에서 입증되었다. 유선 스트레인 게이지(gage)들을 사용하는 동물 연구들은 치료 캘러스/healing callus) 및 뼈가 골절 치료가 진행됨에 따라 하중의 증가하는 비율을 나타내어, 이식된 하드웨어 상의 부담을 감소시킨다는 것을 입증하였다. 치료의 추이(course)가 비정상적인 경우, 하중 부담의 이러한

단계적 전달은 변경되거나 존재하지 않으며, 즉 치료 조직은 이와 같이 할 구조적 또는 물질 용량을 갖지 않기 때문에 이의 하중의 정상적 공유를 가정할 수 없다. 다양한 실시예들에서, 생체적 합성 이식형 센서를 갖는 원격측정 시스템은 치료 경로(healing pathway)의 함수로써 이식 스트레인 및 뼈 치료 사이의 관련성들에 영향을 준다(leverage).

[0009] 최근에, 뼈-이식 하중 공유 현상들을 이용하려고 시도하는 많은 기술들은 연관된 전력 공급기의 이식을 수반하거나 너무 큰 치수(dimension)를 고려하였다. 이전의 조사들은 엉덩이, 등뼈, 및 어깨에서의 힘들을 결정하는데에 성공적이었다. 그러나, 상대적으로 큰 크기의 센서들 및 연관된 하드웨어(신호 조정, 변조 등)로 인해, 대부분의 이전의 원격측정 시스템들은 관절 교체 컴포넌트들 또는 부피가 큰(bulky) 내부 고정기(fixator)들 내부에 이식되었다. 그 결과, 이러한 디바이스들은 뼈-이식 하중의 이해에 유용한 데이터를 생성하였지만, 그러한 디바이스들은 진단 및/또는 예후(prognostic) 툴로서 대규모(large-scale) 구현을 위해 적절하지 않을 수 있다. 또한, 설계들 및 연관된 상호연결성의 복잡성으로 인해, 이러한 시스템들의 제조는 전형적으로 주문형 기반으로 수행된다. 결과적인 비용은 이들의 대규모 제조를 정당화하지 않을 수 있다.

[0010] 다양한 실시예들에서, 무선 주파수(RF) 스트레인 센서 설계는 생물학적 대상물에 이식을 위해 마이크로-전기-기계적 시스템들(MEMS) 기술을 이용하는 특징들을 포함한다. 센서는 생물학적 대상을 내에 이식을 위한 이식형(implantable) 하드웨어 상에 장착될 수 있다. 센서는 이식형 전원 없이, 유도성으로 전력 공급되도록 구조화될 수 있다. 센서는 센서가 이식된 하드웨어 상에 표면 벤딩 스트레인들을 모니터링하도록 이식된 하드웨어 상에 배열될 수 있다. 센서는 내부-대-외부 물리적 연결들이 생체 내 생물학적 데이터를 감지 및 송신하기 위해 사용되지 않도록 무선 센서로서 배열될 수 있다. 추가적으로, 그러한 디바이스의 소형화는 그렇지 않으면 가능하지 않는 애플리케이션들에서 이의 사용을 허용할 수 있다. 그러한, 바이오-MEMS 센서는 전력 공급기를 포함시키지 않으면서, 전력을 수동적으로 제공하지 않으면서 유도성 전력을 사용하는 디바이스로서 배열될 수 있고, 바이오-MEMS 센서가 현재 종래의 디바이스들 및 연관된 방법들과 연관되는 많은 문제들을 경감하도록 하는 물리적 크기를 갖는다. 또한, 그러한 바이오-MEMS 센서들의 구조는 현재 종래의 디바이스들의 제조보다 훨씬 더 비용 효율적일 수 있는 제조 규모로의 제조를 허용한다.

[0011] 다양한 실시예들에서, 센서는 하드웨어 디바이스의 표면에 부착된 무선 스트레인 게이지로서, 즉 골절 고정 플레이트 후부 척골 척추경(fracture fixation plate posterior spinal pedicle) 스크류 고정 시스템, 척골 요추체(spinal interbody) 고정 디바이스, 척추체(vertebral body) 교체 디바이스, 척수내 로드/네일(intramedullary rod/nail), 동종이식(allograft) 골절 고정 또는 척추 스페이서, 척골 모션 보존 시스템들(척추간(intervertebral) 디스크 교체 및 동적 안정화 시스템들), 및 대상물 내에 이식 가능한 안면두개골(craniofacial) 고정 및 신연 골형성(distraction osteogenesis) 하드웨어 시스템들과 같은, 정형외과 또는 신경외과 디바이스로서 본질적으로 작용한다. 이러한 구성 및 동작은 대상물의 혈관계에 사용되는 많은 다른 무선 센서들과 대조적이다. 바이오MEMS 센서의 설계는 바이오MEMS의 집적회로 스트레인-주파수 교정을 구현함으로써, 하드웨어 스트레인에서 일시적 변화들이 장기적으로(longitudinally) 모니터링될 수 있다. 감지 시스템의 컴포넌트들은 인덕터 또는 전자기장을 인가하는 다른 수단, 이식형 센서, 수신 안테나를 포함할 수 있다. 이식형 센서는 또한 감지 시스템의 "공진기(resonator)"로서 지칭될 수 있다. 수신 안테나는 수신 안테나/스펙트럼 분석기 장치로서 인식될 수 있다. 인덕터는 센서에서 전류를 유도하는 교대 외부 자기장을 생성한다. 센서는 센서로 형성된 회로의 현재 구성에 유일하게 관련되는 연관된 공진 주파수를 갖는다. 센서의 공진 주파수는 센서가 변형됨에 따라 변화한다. 인가된 전자기장에 응답하여, 센서에서 발생되는 신호들은 스펙트럼 분석기의 부착된 안테나에서 센서로부터 수신될 수 있고, 센서에 의해 형성된 회로의 공진 주파수를 결정하기 위해 사용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0012] 본 발명의 실시예들은 예로서 예시되며 첨부된 도면들로 제한되지 않는다.

도 1은 대상물 내에 이식된 하드웨어 디바이스에서의 변화들을 모니터링하기 위한 방법의 일 실시예의 특징들을 도시한다.

도 2는 대상물 내에 이식된 하드웨어 디바이스에서의 변화들을 모니터링하기 위한 방법의 일 실시예의 특징들을 도시한다.

도 3은 생물학적 대상물에서 이식을 위한 하드웨어 디바이스에 부착가능한 무선 센서의 일 실시예의 특징들을

도시한다.

도 4는 공진기를 위한 유전체 상의 코일의 일 실시예를 도시한다.

도 5는 공진기를 위한 나선형 코일의 일 실시예를 도시한다.

도 6은 분할 링 공진기 아키텍쳐의 일 실시예를 도시한다.

도 7은 분할 링 공진기들의 어레이를 갖는 칩의 일 실시예를 도시한다.

도 8은 중첩형(nested) 분할 링 공진기 아키텍쳐의 일 실시예를 도시한다.

도 9는 원형 나선형 코일 공진기의 일 실시예를 도시한다.

도 10은 공진기가 부유형(suspended) 아키텍쳐의 일 실시예를 도시한다.

도 11은 단일 부유형 공진기 디바이스의 스캐닝 전자 현미경 도면을 도시한다.

도 12는 트리플렛(triplet) 구성을 갖는 구조의 일 실시예를 도시한다.

도 13은 원형 나선형 코일을 포함하는 트리플렛 구성을 갖는 구조의 일 실시예를 도시한다.

도 14는 부유형 코일 공진기를 포함하는 트리플렛 구성을 갖는 구조의 일 실시예를 도시한다.

도 15-17은 칩 상에 공진기들의 다양한 어레이들을 도시한다.

도 18은 생물학적 대상물 내에 이식가능한 장치의 일 실시예를 도시한다.

도 19는 하드웨어 스트레인에서의 변화들을 결정하기 위한 모니터링 시스템의 일 실시예를 도시한다.

도 20은 유도성으로 전력 공급되는 센서의 일 실시예를 도시한다.

도 21은 물리적 모델의 집합체형-엘리먼트(lumped-element) 표현들을 포함하는 도 20의 센서의 측면도를 도시한다.

도 22는 도 20의 센서의 공진기의 등가 회로를 도시한다.

도 23-27은 센서 디바이스를 제조하기 위해 사용될 수 있는 제조 프로세스 플로우의 일 예의 실시예를 도시한다.

도 28-31은 테이프-기반 가요성(flexible) 센서를 제조하기 위한 일 실시예를 도시한다.

도 32는 가요성 테이프 기판 상의 최종 제조된 구조물을 도시한다.

도 33-41은 부유형 아키텍처에서 센서를 형성하기 위한 방법의 일 실시예를 도시한다.

도 42는 부유형 공진기의 시뮬레이션을 도시한다.

도 43은 결과적인 변위 필드 면에서 벤딩 하중의 인가 하에서 변형된 센서 디바이스의 모델 예측의 일 예를 도시한다.

도 44는 제어되는 방식으로 응력의 하중 인가의 일 예를 도시한다.

도 45-48은 임의의 변형 없이(하중 없이) 그리고 상이한 인가 하중들 하에서 2개의 센서들의 센서 응답들 간의 차이들을 도시한다.

도 49는 하중의 함수로써 공진 주파수를 도시한다.

도 50-51은 200 평방 미크론 미만의 칩 사이즈에 대한 수치적으로 시뮬레이션된 파라미터와 함께 실험적으로 측정된 S_{21} 파라미터(데시벨)를 도시한다.

도 52-55는 사각형 및 원형 기하학적 구조들을 비교하는 실험 결과들을 도시한다.

도 56-60은 상이한 분할 링 공진기들을 도시한다.

도 61-63은 비-중첩형(non-nested) 분할 링 공진기들에 대한 상대적 전송 스펙트럼들(dB)의 상이한 세트들을 도시한다.

도 64-66은 중첩형 분할 링 공진기들에 대한 상대적 전송 스펙트럼의 상이한 세트들을 도시한다.

도 67-68은 이식형 MEMS 센서에 인접한 H&E 스트레인 조직의 2X 및 4X 이미지들을 도시한다.

도 69는 실리콘-기반 센서의 성능을 도시한다.

도 70-71은 도 69에 대응하는 실리콘-기반 센서에 대한 비선형성(nonlinearity)-에러를 도시한다.

도 72-76은 테이프-기반 가요성 센서의 성능을 도시한다.

도 77은 시스템의 일 실시예의 다양한 특징들의 블록도를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0013]

도 1은 대상을 내에 이식된 하드웨어에서의 변화들을 모니터링하기 위한 방법의 일 실시예의 특징들을 도시한다. 110에서, 하드웨어 상에 배치된 센서의 공진 주파수의 편이가 결정된다. 센서는 생체적합성 유도성으로 전력 공급되는 디바이스로서 배열될 수 있다. 센서의 공진 주파수는 센서에 교대하는 자기장 또는 전기장을 인가함으로써 여기(excited)될 수 있다. 120에서, 하드웨어의 스트레인에서의 일시적 변화들은 결정된 편이에 기초하여 결정된다. 일시적 변화들은 센서로부터의 신호들을 분석함으로써 결정될 수 있으며, 여기서 신호들은 센서에 자기장 또는 전기장을 인가하는 것에 응답하여 센서로부터 발생된다. 다양한 실시예들에서, 공진 주파수의 편이는 하드웨어의 스트레인의 일시적 변화들을 결정하는 것과 관련된 공진 주파수들의 절대값들을 사용함이 없이 사용된다. 하드웨어의 스트레인에서 일시적 변화들에 기초하여, 대상을 내에서의 변화들이 결정될 수 있다.

[0014]

도 2는 생물학적 대상을 내에 이식된 하드웨어에서의 변화들을 모니터링하기 위한 방법의 일 실시예의 특징들을 도시한다. 210에서, 센서의 공진 주파수가 결정되고, 여기서 센서는 대상을 내에 이식된 하드웨어 상에 배치된다. 센서는 전력과 관련하여, 센서가 포함된 전력 공급기 없이 무접촉(contact-less) 디바이스로서 동작하도록 전자기장에 의해 유도성으로 전력 공급될 수 있다. 센서는 대상을 내에 이식 가능한 하드웨어 디바이스의 표면에 부착될 수 있다.

[0015]

220에서, 센서의 공진 주파수의 편이는 센서로부터의 무선 신호들에 기초하여 결정되며, 여기서 무선 신호들은 상이한 시간들에서 인가되는 전자기장들에 응답하여 센서로부터 발생된다. 이러한 전자기장들은 이식된 하드웨어 디바이스 상의 스트레인을 결정하는 방식으로서 구성된 센서의 판독을 위한 프로브(probe)들로서 작용한다. 다양한 실시예들에서, 공진 주파수의 편이는 센서에 전력을 공급하기 위해 사용된 에너지공급(energizing) 신호를 고려함이 없이 센서로부터의 신호들로부터 결정될 수 있다.

[0016]

230에서, 하드웨어의 스트레인에서 일시적 변화들은 공진 주파수의 편이에 기초하여 결정된다. 하드웨어 디바이스의 스트레인에서 일시적 변화들은 하드웨어의 스트레인-주파수 교정을 구현함으로써 결정될 수 있다. 하드웨어의 스트레인에서 일시적 변화들은 하드웨어 디바이스의 표면 스트레인들을 모니터링함으로써 결정될 수 있다. 생물학적 대상을 내에서의 변화들은 하드웨어 디바이스의 스트레인에서 일시적 변화들에 기초하여 결정될 수 있다. 사람에 이식되는 골절 고정 플레이트에서, 이러한 변화들은 사람에서 골절된 뼈의 치료를 위한 진단 및 예후(prognosis)에 사용되도록 모니터링될 수 있다. 척골 고정 디바이스에서, 이러한 변화들은 융합 경과의 추이를 결정하기 위해 사용될 수 있다.

[0017]

도 3은 생물학적 대상을 내에 이식을 위해 하드웨어(303)에 부착 가능한 무선 센서(305)의 일 실시예의 특징들을 도시한다. 센서(305)는 기판(307), 기판(307) 상에 배치된 유전체 물질(320), 및 유전체 물질(320) 상에 배치된 전도성 코일(310)을 포함하여, 유전체 물질(320) 및 전도성 코일(310)이 공진기로서 배열된다. 기판(307)은 또한 공진기의 부분으로서 배열될 수 있다. 기판(307), 유전체 물질(320), 및 전도성 코일(310)은 생물학적 대상을 내에 이식을 위한 하드웨어(303)에 부착 가능한 생체적합성 유도성으로 전력 공급되는 디바이스로서 구조화된다. 연부 조직(soft tissue) 내에 삽입되는 센서(305)의 응답은 광범위한 힘들에 대한 인가된 힘과 관련하여 선형일 수 있다.

[0018]

유전체 물질(320)은 생체적합성 전기적으로 절연 물질을 포함하는 고체 물질일 수 있다. 유전체 물질(320)은 실리콘 질화물을 포함할 수 있지만 이에 제한되지 않는다. 전도성 코일(310)은 생체적합성 전기 전도성 물질을 포함한다. 전도성 코일(310)은 금을 포함할 수 있지만, 이에 제한되지 않는다. 전도성 코일(310)은 공진기를 형성하는 커페시터의 일부 및 인덕터로서 배열될 수 있으며, 여기서 유전체 물질(320)은 커페시터의 일부를 형성한다. 기판(307)은 다른 플레이트를 형성하는 전도성 코일(310)을 가지고 그 사이에 유전체(320)를 가지며

전도성 코일(310) 및 기판(307)에 접촉하는, 커패시터의 유효 플레이트(effective plate)로서 기능할 수 있다. 대안적으로, 하나 이상의 전도성 물질들은 커패시터의 일부로서 사용될 수 있다. 예컨대, 전도층은 기판(307)과 유전체 물질(320) 사이에 배치될 수 있다. 전도층은 코일(310)과 유전체(320) 사이에 배치될 수 있다.

[0019] 다양한 실시예들에서, 센서의 공진기 기능은 인덕턴스를 제공하는 도 3의 전도성 코일(310)과 같은 코일, 및 유전체 물질(320)에 의해 제공되는 온-칩 커패시턴스에 의해 수행된다. 이러한 구성은 회로 또는 디바이스에 대한 저장 에너지 대 손실 에너지의 비율인 공진기 "Q-인자"를 감소시킬 수 있고 유효 디바이스 면적을 바람직하지 않게 증가시킬 수 있는 외부 커패시터들을 사용하기보다는, 유전체막에 의한 센서의 조정을 허용한다. 센서(305)에서, 물질들의 선택과 함께, 유전체 물질 및 전도성 코일에 대한 구조적 배열들은 최소 회로 간격으로 최대 품질 인자를 향하여 설계하기 위해 사용될 수 있다. 일 예의 실시예는 Q-인자 고려사항들에 기초하여 온-온-칩 공진기로서 구현되는 전도체 코일에 대한 나선형 기하학적 구조를 포함한다. 예컨대, 나선형 기하학적 구조를 갖는 칩은 약 7 GHz의 공진 주파수에서 동작하는 거의 50의 Q-인자를 갖는 약 500 평방 미크론의 칩 사이즈로 형성될 수 있다. 약 50의 Q-인자는 스트레인 게이지로서 본질적으로 기능하도록 하드웨어에 부착되는 무선 센서로서 센서(305)의 동작을 향상시킬 수 있는 높은 Q-인자로서 구성될 수 있다. 코일에 대한 나선형-코일 인덕터들에 기초하는 구조들은 Q-인자를 증가시키면서, 칩 상에서 코일에 대한 감소된 면적을 달성하기 위해 사용될 수 있다.

[0020] 다양한 실시예들에서, 온-칩 공진기는 칩 상에 캐비티(cavity) 없이 달성될 수 있다. 그러한 센서에서, 셀프-조정 나선형-코일 기반 아키텍처는 보다 높은 동작 주파수에서 개선된 설계 파라미터들을 사용하여 칩 상에 캐비티 없이 사용된다. 예컨대, 실리콘 상에 온-칩 공진기를 사용하여, Q-인자는 200 평방 미크론 미만의 칩 사이즈에 대해 90 보다 더 크게 증가될 수 있다. 따라서, 칩 내의 캐비티 및/또는 외부 조정 커패시터들을 사용하는 통상적인 공진기들과 비교하여, 현저하게 작은 사이즈 및 높은-Q 공진기들이 달성될 수 있다. 센서 아래의 실리콘을 제거(식각)함으로써 달성되는 부유형(suspended) 아키텍처를 사용함으로써, Q-인자의 보다 큰 증가들이 달성될 수 있다. 모든 공진기 특징들은 동일한 치수이지만, 하나의 기판은 식각되고(부유형 아키텍처) 다른 것은 식각되지 않는(평면형 아키텍처) 2개의 센서들이 비교될 때, 부유형 디바이스는 평면형 디바이스에 비해 Q-인자의 10% 증가를 입증한다.

[0021] 스트레인 센서는 스트레인에서의 작은 변화들이 센서에 의해 검출될 수 있도록 하기 위한 충분히 큰 공진 주파수 편이를 생성하도록 구성될 수 있다. 그러한 공진 주파수 편이는 사각형 설계들에 비해 더 작은 간격으로 보다 높은 Q-인자들을 허용하는 등방성 원형 스트레인 센서 공진기들을 통해 달성될 수 있다. 원형 아키텍처는 330 MHz와 상반되는 예컨대 500 MHz의 현저하게 더 높은 공진 주파수 편이, 및 이의 등방성 기하학적 구조로 인한 보다 높은 감도를 가능하게 한다. 이러한 아키텍처는 바이오-이식 스트레인 센서들로서 사용하기 위해 이러한 공진기들의 성능에서 실질적인 개선을 유도할 수 있다.

[0022] 다양한 실시예들에서, 무선 유도성으로 전력 공급되는 스트레인 센서들은 유효한 메타물질 특성을 제공하는 아키텍처들을 사용하여 달성될 수 있다. 메타물질은 상호작용하는 전자기 방사의 파장보다 더 작은 구조적 피쳐들(features)을 가짐으로써 전자기파들에 영향을 준다. 센서에 대한 메타물질로서 분할-링-공진기(SRR) 구조를 사용함으로써, 센서는 정밀한 무선 센서를 위한 적정한 특성들인 높은 Q-인자들, 공진에 대한 높은 전송 딥(transmission dip)들, 높은 공진 주파수 편이들, 높은 감도들, 및 매우 양호한 선형성을 달성할 수 있다. 더 육아, 센서는 생물학적 대상물과 연관될 수 있는 연부 조직 감쇠 문제들에 관련된 감지 애플리케이션들을 위해 유용한 보다 뾰족한 딥들을 갖는 현저하게 낮은 공진 주파수들(50 MHz 내지 1 GHz)을 달성한다. 원격측정으로 달성되는 무선 센서로부터의 스트레인 판독들(readouts)은 전기적 접촉 애플리케이션들에 사용되는 상업적으로 이용가능한 유선 스트레인 센서들을 사용하여 달성되는 것들에 동등한 것으로 입증된다.

[0023] 무선 센서 디바이스의 전도성 코일에 대한 다양한 아키텍처들이 사용될 수 있다. 일 예의 실시예에서, 다수의 분할-링-공진기들은 소형 중첩형 아키텍처 내에 포함되어 센서의 동작 주파수를 감소시킨다. 이러한 중첩형 SRR 센서는 감도 면에서 비-중첩형 SRR 센서를 능가할 수 있다. 이러한 감도 향상은 비-중첩형 SRR에 비해 중첩형 SRR에서 더 많은 갭들의 발생 때문일 수 있다.

[0024] 다양한 실시예들에서, 센서의 기판은 가요성(flexible) 기판일 수 있다. 가요성 기판의 일 예는 진공 테이프이다. 가요성 기판을 사용하면 실리콘 기판을 사용하는 것에 비해 무선 센서가 보다 고감도(sensitive)이고 선형적이게 할 수 있다. 테이프-기반 가요성 메타물질 센서는 동일한 기하학적 구조의 실리콘-기반 센서와 비교하여, 실질적으로 감소된 비선형성-에러로 현저하게 개선된 감도 레벨을 나타낼 수 있다.

[0025] 유도성으로 결합된 센서를 위한 코일은 다양한 실시예들에 따라 구조화될 수 있다. 도 4는 유전체 물질(420)

상에 코일(410)의 일 실시예를 도시한다. 코일(410) 및 유전체 물질(420)은 센서가 사람 또는 동물 내의 이식을 위해 사용되는 경우 생체적합성 물질들로 구성될 수 있다. 그러한 생체적합성 물질들은 금 및 실리콘 질화물을 포함하지만, 이에 제한되지 않는다. 실험에서, 도 4의 코일 구조를 갖는 바이오MEMS 센서는 이식형 플레이트 상의 스트레인을 실시간으로 모니터링하기 위한 하드 에폭시(hard epoxy)를 사용하여 이식형 플레이트에 부착되었다. 고정된(fixated) 디바이스는 이식형 플레이트 상의 스트레인을 측정하기 위한 스트레인 센서로서 동작한다. 센서는 셋업에 의해 인가되는 100~300 kgf 하중 범위의 범위에서 최대 276 kgf 및 최소 115 kgf로 압축 셋업에서 특성화되었다. 외부 하중이 115 kgf 내지 276 kgf로 증가됨에 따라, 공진은 보다 큰 주파수들로 편이되는 것으로 관찰되었다. 특성화에서, 캐스트 폴리아미드(cast polyamide)는 3.14 GPa의 Young의 계수(young modulus)를 갖는 이식형 플레이트로서 사용되었다. 0.306 MHz/kgf의 감도 레벨은 도 4의 코일을 사용하는 바이오MEMS 센서에 대해 획득되었다.

[0026]

도 5는 나선형 코일(510)의 일 실시예를 도시한다. 나선형 코일(510)은 적어도 2번의 턴(turn)들을 갖는 연속 코일인 사각형 나선형 코일로서 배열될 수 있다. 사각형은 온-칩 공진기로서 195×195 미크론의 외부 치수들을 가질 수 있다. 실리콘 상의 그러한 온-칩 공진기는 93.81의 Q-인자를 갖는 약 15 GHz에서 동작할 수 있다. 다른 치수들이 사용될 수 있다. 예컨대, 540×540 미크론의 치수들을 갖는 사각형은 148 MHz의 3-dB 대역폭(Δf) 및 47.10의 Q-인자를 갖는 6.97 GHz의 공진 주파수(f_0)를 가질 수 있다. 520×520 미크론의 치수들을 갖는 사각형은 178의 3-dB 대역폭(Δf) 및 38.48의 Q-인자를 갖는 7.12 GHz의 공진 주파수(f_0)를 가질 수 있다.

[0027]

도 6은 분할 링 공진기 아키텍쳐(610)의 일 실시예를 도시한다. 분할 링 공진기 아키텍쳐(610)는 사각형 내부의 사각형을 포함한다. 일 측면 상의 외부 사각형 내의 캡 및 반대 측면 상의 내부 사각형의 캡이 있다.

[0028]

도 7은 분할 링 공진기들(712-1 ~ 712-N)의 어레이(710)를 갖는 칩의 일 실시예를 도시한다. 각각의 분할 링 공진기(712-1 ~ 712-N)는 사각형 내부의 사각형을 포함할 수 있다. 각각의 분할 링 공진기(712-1 ~ 712-N)는 각 측면 상에 2.22 mm 길이의 외부 사각형, 및 각 측면 상에 1.5 mm 길이의 내부 사각형을 가질 수 있다. 어레이(710)는 도 7에 도시된 것처럼 이러한 사각형들의 5×5 어레이로 구성될 수 있다. 5×5 어레이 SRR 아키텍쳐는 200 마이크로스트레인(microstrain) 미만의 낮은 비선형성-에러를 갖는 109 kHz/kgf(5.148 kHz/마이크로스트레인)의 감도를 산출할 수 있다. 어레이(710)는 $N \times N$ 으로서 달성될 수 있으며, 여기서 N은 5 이외의 정수이다.

[0029]

도 8은 중첩형 SRR 아키텍쳐(810)의 일 실시예를 도시한다. 중첩형 SRR 아키텍쳐(810)는 많은 분할 링 공진기들을 포함한다. 본 실시예에서, 각각의 SRR은 동일한 폭을 가질 수 있고 공통의 베이스를 공유할 수 있지만, 각각의 높이는 상이할 수 있다. 또한, 각 SRR의 측면 대향 베이스는 그 내부에 캡을 가질 수 있다. 중첩형 SRR 아키텍쳐(810)는 하나의 공진기에서 다음 공진기로 0.8 mm의 높이 차이를 가질 수 있으며, 여기서 베이스 사각형은 1.8 mm 높이일 수 있다. 다른 치수들을 갖는 중첩형 SRR 아키텍쳐(810)가 달성될 수 있다. 도 8에서, 중첩형 SRR 아키텍쳐(810)는 20번의 턴들을 가질 수 있다. 중첩형 SRR 아키텍쳐(810)는 20번의 턴들 이외의 턴들을 갖는 구조를 가질 수 있다.

[0030]

도 9는 원형 나선형 코일 공진기(910)의 일 실시예를 도시한다. 원형 나선형 코일 공진기(910)는 적어도 2개의 나선형 턴들로 형성될 수 있는 연속적인 코일일 수 있다. 2번의 턴들 이외의 턴들의 횟수로 구조화될 수 있다. 원형 나선형 코일 공진기(910)는 340 미크론의 외부 직경을 가질 수 있다. 340 미크론 이외의 길이의 외부 직경을 가질 수 있다.

[0031]

도 10은 공진기(1010)가 부유되는 아키텍처의 일 실시예를 도시한다. 부유된 아키텍처는 공진기(1010)의 공진 주파수 편이를 증가시키도록 도울 수 있다. 실리콘과 같이, 칩을 제조하기 위해 사용되는 고체 생체적합성 기판에서, 기판은 부유형 아키텍처를 달성하기 위해 식각될 수 있다. 단일 부유형 디바이스는 단일 평면형 디바이스의 기판을 식각함으로써 달성될 수 있다. 단일 평면형 디바이스 및 단일 부유형 디바이스 둘다에 하중을 인가할 때, 단일 부유형 디바이스는 단일 평면형 디바이스보다 더 높은 공진 주파수 편이 및 Q-인자를 산출할 수 있다. 도 11은 단일 부유형 디바이스의 스캐닝 전자 현미경(SEM) 도면을 도시한다.

[0032]

표 1은 2개의 센서들에 대해 동일한 코일 기하학적 구조를 사용하여, 도 5의 평면형(비-식각된) 아키텍처로 제조되는 센서 및 도 10에 도시된 바와 같은 부유형(식각된) 아키텍처로 제조되는 센서에 대한 예비 데이터를 도시한다. 1960N, 2940 N, 3920 N의 하중들에서, 예비 데이터는 부유형 아키텍처를 사용하는 공진 주파수 편이가 비식각된(평면형) 센서들과 비교하여 볼 때, 부유형 아키텍처를 사용하는 공진 주파수 편이가 각각 59%, 71% 및 45%만큼 증가된다는 것을 입증한다. 또한, 신호 품질 인자는 부유형 아키텍처를 사용함으로써 거의 9%만큼 증

가된다.

표 1

표 1				
	하증(N)			
	1960	2940	3920	Q-인자
평면형	290 MHz	380 MHz	430 MHz	93.81
부유형	460 MHz	650 MHz	780 MHz	102.06

[0034] 도 12는 트리플렛 구성을 갖는 센서 구조의 일 실시예를 도시한다. 트리플렛(triplet) 구성은 나란히 배열된 3개의 센서들로서, 삼중 사각형 코일들로 배열될 수 있다. 외부의 센서들은 중간 센서(1210)에 대한 송신기 안테나(1214) 및 수신기 안테나(1216)로서 작용할 수 있다. 트리플렛 구성의 개별적인 코일들은 본 명세서에서 논의된 임의의 코일들과 유사하거나 동일하게 구성될 수 있다.

[0035] 도 13은 트리플렛 구성을 갖는 구조의 다른 실시예를 도시한다. 구조는 3개의 원형 나선형 코일들(1310, 1314, 1316)을 포함한다. 원형 나선형 코일들(1314, 1316)은 중간 센서(1310)에 대한 송신기들 및 수신기들로서 작용할 수 있다. 대안적으로, 원형 나선형 코일들(1310, 1314, 1316)은 각각 센서 공진기들로서 동작한다.

[0036] 도 14는 트리플렛 구성을 갖는 구조의 다른 실시예를 도시한다. 구조는 3개의 부유형 사각형 코일들(1410, 1414, 1416)을 포함한다. 나선형 코일들(1414, 1416)은 중간 센서(1410)에 대한 송신기들 및 수신기들로서 작용할 수 있다. 대안적으로, 나선형 코일들(1410, 1414, 1416)은 각각 센서 공진기들로서 동작한다.

[0037] 도 15-17은 칩 상의 공진기들의 다양한 어레이들을 도시한다. 도 15는 상대적으로 멀리 떨어지게 이격된 4개의 원형 나선형 코일 공진기들을 도시한다. 도 16은 다수의 원형 나선형 코일 공진기들을 갖는 어레이를 도시한다. 어레이 구조의 공진기들의 수를 증가시킴으로써, 공진기들 간의 간격은 고정된 크기의 기판에서 증가한다. 도 17은 사각형 코일 공진기 및 다수의 원형 나선형 코일 공진기들을 갖는 어레이를 도시한다. 도 17에 도시된 바와 같은 하이브리드 공진기 어레이들은 다수의 원형 나선형 코일 공진기들을 갖는 하나의 사각형 코일 공진기로 제한되지 않는다. 센서는 다수의 상이한 타입의 공진기들을 포함할 수 있으며, 여기서 각각의 개별 타입에 대한 개수는 가변할 수 있다.

[0038] 도 18은 생물학적 대상물 내에 이식가능한 장치(1800)의 일 실시예를 도시한다. 장치(1800)는 정형외과 하드웨어 디바이스(1803) 및 센서 디바이스(1805)를 포함한다. 센서 디바이스(1805)는 기판(1807), 기판(1807) 위에 배치된 유전체 물질(1820), 및 유전체 물질(1820) 상에 배치된 전도성 코일(1810)을 포함한다. 기판(1807)은 하드웨어 디바이스(1803) 상에 배치될 수 있다. 유전체 물질(1820) 및 전도성 코일(1810)은 공진기로서 구성된다. 기판(1807)은 또한 공진기로서 전도성 코일(1810) 및 유전체 물질(1820)로 배열될 수 있다. 고체 생체적 합성 유전체 물질은 유전체 물질(1820)을 위해 사용될 수 있다. 기판(1807), 유전체 물질(1820), 및 전도성 코일(1810)은 생체적 합성 유도성으로 전력 공급되는 센서(1805)로서 구성 또는 구조화된다. 하드웨어 디바이스(1803) 및 센서 디바이스(1805)는 대상물의 상태를 모니터링하기 위해, 사람 또는 동물과 같은 생물학적 대상물 내에 이식될 수 있다. 하드웨어 디바이스가 대상물 내의 뼈 골절의 치료를 위해 적용될 때, 센서 디바이스(1805)에 의해 검출되는 바와 같은 하드웨어 디바이스의 스트레인의 변화들은 대상물의 뼈 골절의 치료에서의 변화들을 결정하기 위해 사용될 수 있다.

[0039] 센서 디바이스(1805)는 예컨대 에폭시(1804)를 사용하여 하드웨어 디바이스에 부착될 수 있다. 유전체 물질(1820)에 대한 고체 생체적 합성 물질들은 실리콘 질화물을 포함할 수 있지만, 이에 제한되지 않는다. 전도성 코일(1810)에 대한 고체 생체적 합성 물질들은 금을 포함할 수 있지만, 이에 제한되지 않는다. 생체적 합성 특성들과 더불어, 센서 디바이스(1805)를 위한 물질들의 선택은 용량성 및 인더터 특성들에 기초할 수 있다. 센서 디바이스(1805)는 본 명세서에서 설명되는 센서들의 다양한 실시예들과 동일하거나 유사할 수 있다. 테이프-기반 가요성 센서의 형태로 구성된 센서 디바이스(1805)에서, 테이프가 자신의 에폭시 또는 다른 부착 물질 또는 다른 부착 방식들을 가질 수 있기 때문에, 외부 에폭시(1804)가 사용될 필요는 없다.

[0040] 도 19는 하드웨어 스트레인에서의 변화들을 결정하기 위한 모니터링 시스템(1900)의 일 실시예를 도시한다. 모니터링 시스템(1900)은 전자기장을 발생시키도록 동작가능한 소스(1915), 수신기(1925), 스펙트럼 분석기(1935), 및 분석기(1945)를 포함한다. 소스(1915)는 센서(1905)에 전력 공급하기 위한 전자기장을 발생시킬 수 있으며, 센서(1905)는 생물학적 대상물(1901) 내에 이식된 하드웨어(1903)에 통합되거나 또는 부착된다. 전자

기장에 의해 전력 공급되는 센서(1905)는 모니터링 시스템(1900)에 대한 스트레인 게이지로서 사용되는 생체적 합성 유도성으로 전력 공급되는 디바이스이다. 센서(1905)는 본 명세서에서 설명되는 센서들의 다양한 실시예들과 관련하여 설명된 센서들과 유사할 수 있다.

[0041] 수신기(1925)는 상이한 시간들에서 전자기장들에 의해 여기되는 센서(1905)에 응답하여 발생되는 신호들을 센서(1905)로부터 수신하도록 동작가능하다. 스팩트럼 분석기(1935)는 수신된 신호들로부터 센서(1905)의 공진 주파수들을 결정하도록 동작가능하다. 분석기(1945)는 시간에 따른 센서(1905)의 공진 주파수의 편이에 기초하여, 하드웨어의 스트레인에서 일시적 변화를 결정하도록 동작가능하다. 하드웨어 스트레인에서의 변화들의 결정은 하드웨어의 스트레인-주파수 교정에 기초하여 수행될 수 있다. 이식 전에 수행되는 스트레인-주파수 교정으로부터의 데이터는 분석기(1945)에 의해 액세스가능한 메모리에 저장될 수 있다. 하드웨어의 스트레인에서 일시적 변화들에 기초하여, 분석기(1945)는 생물학적 대상물에서의 변화들을 결정하도록 동작가능하다.

[0042] 모니터링 시스템(1900)은 모니터링 시스템의 프로세서에 의해 실행될 때, 모니터링 시스템이 다양한 동작들을 수행하도록 하는 명령들을 저장하는 기계-판독가능 매체를 포함할 수 있다. 이러한 동작들은 센서(1905)의 여기(excitation)를 제어하는 단계, 센서(1905)의 공진 주파수의 결정을 명령하는 단계, 센서(1905)로부터의 무선 신호들에 기초하여 센서(1905)의 공진 주파수의 편이의 결정을 제어하는 단계 – 여기서 상기 무선 신호들은 상이한 시간들에서 인가되는 전자기 프로브 신호들/전자기장들에 응답하여 센서(1905)로부터 발생됨 –, 및 공진 주파수의 편이에 기초하여 하드웨어의 스트레인에서 일시적 변화의 결정을 제어하는 단계를 포함하지만, 이들로 제한되지 않는다. 기계-판독가능 매체는 생물학적 대상물의 골절 치료를 나타내는 데이터를 생성하기 위한 명령들을 포함할 수 있으며, 데이터는 골절에 대해 생물학적 대상물 내에 이식된 하드웨어의 스트레인에서 일시적 변화들에 기초한다. 기계-판독가능 매체는 명령들을 포함하는 데이터를 저장하는 임의의 형태일 수 있다. 예컨대, 기계-판독가능 매체는 컴퓨터-판독가능 매체일 수 있다. 기계-판독가능 매체는 모니터링 시스템(1900)으로부터 분리될 수 있다. 기계-판독가능 매체는 상이한 시스템들에서 사용될 수 있는 독립형(stand-alone) 장치일 수 있다.

[0043] 적절한 유도성으로 전력 공급되는 센서 회로를 설계하기 위해, 인덕터에 대한 코일 기하학적 구조가 사용될 수 있고, 전송 라인 이론이 공진기로서 이러한 구조를 모델링하기 위해 적용될 수 있다. 사람에게 이식가능한 스트레인 게이지들로서 이러한 공진기들의 사용을 위해, 설계는 단위 스트레인 당 가능한 공진 주파수 편이, 다양한 설계 트레이드-오프(trade-off)들에 대한 최대값을 갖는 생체적 합성 물질들을 사용하여 고품질의 RF 신호를 달성하는 것에 관련될 수 있다. 그러한 공진기를 설계함에 있어서, 다수의 파라미터들이 고려된다. 그러한 인자들은 기관 효과들, 유전체 두께, 유전체 물질, 금속의 선택, 금속층 두께, 라인 폭 및 간격, 회로 턴들의 수, 및 총 칩 면적을 포함한다. 이러한 방법은 LC(인덕턴스-커패시턴스) 탱크 회로 커패시턴스로서 센서의 막 커패시턴스를 사용한다. 다양한 실시예들에서, 센서의 공진 주파수의 관찰된 변화의 주요 드라이버(driver)는 인덕턴스의 목표 변화들과 상반되는 커패시턴스 변화이다. 센서는 기관 및 상대적으로 높은 Young의 계수(강성도)를 갖는 금속층을 갖기 때문에, 공진 주파수 편이는 주로 커패시터 면적과 이에 따른 전체 커패시턴스의 변화에 기인한다.

[0044] 도 20은 유도성으로 전력 공급되는 센서(2005)의 일 실시예를 도시한다. 도 21은 물리적 모델의 집합체형-엘리먼트(lumped-element) 표현들을 포함하는 도 20의 센서(2005)의 측면도를 도시한다. 도 22는 센서(2005)의 공진기의 등가 회로를 도시한다. 디바이스를 모델링하기 위해, 이하의 설계 파라미터들이 고려된다: 코일의 외부 치수 길이(L_c) 및 폭(W_c); 총 코일 길이(1); 총 코일 폭(w); 라인 간격(s); 턴들의 수(N); 코일 두께(t); 및 기관과 금 금속층 사이의 유전체 박막의 두께(t_{film}). 기하학적 설계 파라미터들 L_c , W_c , N , w , 및 s 는 코일 내부 직경을 설정한다. 이러한 디바이스 파라미터들은 도 22에 도시된 집합체형-엘리먼트 모델에 대한 파라미터들을 계산하기 위해 사용된다. 여기서, L_s 및 R_s 는 각각 코일 인덕턴스 및 저항에 대응한다. C_{film} 은 기관과 코일 사이의 커패시턴스를 나타낸다. C_{si} 및 R_{si} 는 각각 기관 커패시턴스 및 저항이다. C_s 는 코일 세그먼트들 사이의 커패시턴스를 지칭한다. 코일 저항(R_s)은 입사 전자기파가 관통할 수 있는 깊이인 스킨 깊이 δ 의 함수이고, 여기서 R_s 및 δ 는 이하의 수식들로 주어진다:

$$R_s = \frac{\rho l}{w \delta (1 - e^{\frac{t}{\delta}})}$$

[0045]

[0046] 여기서, $\delta = \sqrt{\frac{2\rho}{\omega\mu_0}}$ 및 $\omega = 2\pi f$ 이다.

[0047] C_{film} 및 C_s 는 클래식 병렬 플레이트 커패시터 공식을 사용하여 계산된다:

[0048]
$$C_{film} = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r l w}{t_{film}} \quad C_s = \frac{\epsilon_0 l t}{s}$$

[0049] 여기서, ϵ_0 및 ϵ_r 은 물질 유전율 계수들이다. 기판 효과들을 나타내는 C_{si} 및 R_{si} 는 이하의 수식들을 사용하여 계산된다:

$$C_{si} = 0.5 l w C_{sub}$$

[0050]
$$R_{si} = \frac{2}{l w G_{sub}}$$

[0051] 여기서, $C_{sub} = 1.6 \times 10^{-10} \text{ F/cm}^2$ 및 $G_{sub} = 0.4/\Omega\text{-cm}^2$ 은 실험적으로 유도된 피팅(empirically derived fitting) 파라미터들이다. 용량성 및 저항성 회로 변환들, C_p 및 R_p 는 각각 상기 계산된 파라미터들을 이용하여 획득된다:

$$R_p = \frac{1}{\omega^2 C_{film}^2 R_{si}} + \frac{R_{si}(C_{film} + C_{si})^2}{C_{film}^2}$$

[0052]
$$C_p = C_{film} \frac{1 + \omega^2(C_{film} + C_{si})C_{si}R_{si}^2}{1 + \omega^2(C_{film} + C_{si})^2 R_{si}^2}$$

[0053] 전술한 수식들은 인가된 하중 및 연관된 변형의 결과로서, 센서의 기하학적 구조에서의 변화들로 인한 이론적 예측 용량성 편이를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 이식형 하드웨어 상에 장착된 센서에서, 인가된 하중은 하드웨어로부터 전달된다. 이러한 공식들은 또한 총 컴포넌트 두께들을 가변, 및 시스템의 커패시터를 최적화하는 것과 같은, 설계 변화들을 모델링하기 위한 로버스트(robust) 시스템을 제공한다.

[0054] 전술한 것은 커패시턴스의 변화를 계산하는 수단을 제공하지만, 이러한 편이가 검출가능한 정도는 회로의 품질 인자(Q-인자)로서 정량화된다.

[0055] 총 공진기 Q-인자는 다음과 같이 주어진다:

[0056]
$$Q - factor = \frac{f_0}{\Delta f}$$

[0057] 여기서 Δf 는 하프 피크 진폭 폭이고 f_0 는 공진 주파수이다. 상기 수식은 실험적 특성화로부터 공진기 품질을 추출하는데 유용하지만, 엘리먼트들이 에너지를 저장 또는 방산(dissipate)하는 정보, 고품질의 온-칩 공진기를 설계하기 위해 사용될 수 있는 정보를 제공한다. 따라서, 인덕터에 대한 Q-인자의 정의는 전체 LC 탱크 회로 대신에 이용된다. 인덕터에서, 자기장에 저장된 에너지만이 관심사이다. 따라서, 인덕터(Q_{ind})에 대한 최대 품질 인자는 피크 자기장과 피크 전기장 사이의 차이가 최대값일 때 달성가능할 수 있다. 이러한 정의에 의해, 에너지를 저장 및 방산하는 엘리먼트들이 확인될 수 있고, 설계가 개선될 수 있다. Q_{ind} 에 대한 대안적인 형태가 다음과 같이 주어진다:

$$[0058] Q_{ind} = \frac{R}{\omega L} \left[1 - \left(\frac{\omega}{\omega_o} \right)^2 \right]$$

[0059] 상기 수식은 Q_{ind} 가 구조의 셀프-공진 주파수에서 제로임을 나타낸다. 전통적인 LC 회로에 대해 이러한 주파수는 다음과 같이 주어진다:

$$[0060] f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

[0061] 공진기 품질 인자(Q_{res})는 인덕터 및 커패시터(Q_c) 품질 인자들을 조합함으로써 달성될 수 있다:

$$[0062] \frac{1}{Q_{res}} = \frac{1}{Q_{ind}} + \frac{1}{Q_c}$$

[0063] Q_c 는 물질계가 선택된 경우 구조적 설계 변화들에 의해 광범위하게 영향을 받지 않는다. 한편, Q_{ind} 는 물질 선택뿐만 아니라 기하학적 설계에 좌우된다. 따라서, 보다 양호한 Q_{ind} 를 위한 전통적인 공진 정의 및 설계 기술들을 사용함으로써, 소형 온-칩 공진기에 대한 공진기 Q-인자는 최대화를 위해 설계될 수 있다.

[0064] Q_{ind} 를 최적화하기 위하여, 그 파라미터들이 Q_{ind} 를 계산하는데 사용된 등가의 집합체형-회로 모델을 간략화함으로써 시작할 수 있다. LC 회로를 병렬화하기 위해 회로를 변환하고 상기 모든 수식들의 조합함으로써, Q_{ind} 는 다음과 같이 표현될 수 있다:

$$[0065] Q_{ind} = \left[\frac{\omega L_s}{R_s} \frac{2R_p}{2R_p + \left[\left(\frac{\omega L_s}{R_s} \right)^2 + 1 \right] R_s} \right] \left[1 - \frac{R_s^2 \left(\frac{C_p}{2} + C_s \right)}{L_s} - \omega^2 L_s \left(\frac{C_p}{2} + C_s \right) \right]$$

[0066] Q_{ind} 에 대한 상기 관계를 파싱(parsing)함으로써, 인덕턴스 품질 인자 기여도를 결정함에 있어서 상이한 역할들을 하는 수식의 2개의 부분들이 존재한다는 것이 입증될 수 있다: (1) 전체 획득가능한 (최대) Q-인자에 주로 영향을 주는 기판 손실 인자(SLF); 및 (2) 공진 주파수에 주로 영향을 주는 셀프 공진 인자(SRF):

$$SLF = \frac{2R_p}{2R_p + \left[\left(\frac{\omega L_s}{R_s} \right)^2 + 1 \right] R_s}$$

$$[0067] SRF = 1 - \frac{R_s^2 \left(\frac{C_p}{2} + C_s \right)}{L_s} - \omega^2 L_s \left(\frac{C_p}{2} + C_s \right)$$

[0068] 이러한 수식들을 사용하여, 전체 센서 기하학적 구조는 품질 인자("Q-인자")의 최적화를 위해 설계될 수 있고, 공진 피크 급격함(sharpness)의 척도는 최소 회로 간격을 갖는 하프 피크 폭으로 나누어진 피크 크기로서 정의 된다.

[0069] 생체-이식형(bio-implantable) 센서를 위한 물질들은 생체적합성을 포함하는 기준 하에서 선택된다. 기판 물질로서 갈륨 비소(GaAs)를 사용하는 것은 센서의 Q-인자를 향상시키지만, 실리콘(Si)은 이의 양호한 생체적합성 특성들 때문에 사용될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 고저항성 Si 기판이 사용될 수 있다. 유전체층의 선택은 커패시턴스 및 Q-인자에 영향을 준다. 실리콘 질화물(Si_3N_4)은 상대적으로 높은 유전율(8.0만큼 높음) 및 낮

은 손실 인자를 가지며, 또한 생체적합성인 것으로 보고되었다. Si_3N_4 보다 더 낮은 탄성(Young의) 계수들을 특징으로 하지만, 이들이 보다 높은 손실 및 보다 낮은 유전율들을 가져서 낮은 Q-인자를 유발하는 일부 유전체 물질들이 존재하며, 공진 주파수의 변경은 Si_3N_4 의 것보다 현저하게 더 낮은 것으로 계산되었다. 결과적으로, 높은 Q-인자의 작은 치수들, 및 공진 주파수의 높은 편이 간의 트레이드-오프를 고려하여, Si_3N_4 는 유전체층으로서 사용될 수 있다. 알루미늄(Al) 및 구리(Cu)는 MEMs 디바이스들의 금속 커뮤니케이션 챕터에서 가장 빈번하게 사용되지만, 이러한 물질들은 대부분 비-생체적합성인 것으로서 인식되었다. 이러한 금속들 대신에, 금(Au)은 코일을 위한 금속층으로서 사용될 수 있다.

[0070] 높은 Q-인자 및 작은 허용가능한 치수와 같은 센서 설계 제약들은 물질층 두께 및 전체 센서 제조를 결정할 때 고려된다. 한가지 방법은 이러한 엘리먼트를 기생 커패시턴스로서 고려하는 것과 반대로, 탱크 회로 커패시턴스로부터 획득될 수 있는 커패시턴스를 최대화하도록 설계하는 것이다. 커패시턴스로 설계하는 것에 관련된 인자들은 유전체 막 두께, 금속층 치수들, 코일의 턴들의 수, 및 칩 면적/직경을 포함한다. 모델링에 기초하여, 대략 $0.1\mu\text{m}$ 의 유전체 막 두께(t_{film})가 사용될 수 있다. 다른 두께들이 사용될 수 있다.

[0071] 기판의 효과와 관련하여, 기판 손실들을 최소화하는 것은 기판이 시스템에서 주요한 손실 많은(lossy) 커뮤니케이션 때문에, Q_{ind} 및 Q_{max} 의 상당한 증가를 달성하는데 중요하다. 실리콘 기판과 관련하여, 낮은 손실을 위해, 높은 R_{si} (고저항성 기판)가 사용된다. 그러나, 완전히 비전도성 기판은 온-칩 공진기를 위해 적합하지 않을 수 있는 금속층과 기판 사이의 병렬-플레이트 커패시터의 형성을 방해한다. 일 실시예에서, 과도한 손실을 방지하기 위해 충분히 저항성이지만 병렬-플레이트 커패시터의 제 2 플레이트로서 작용하도록 충분히 전도성인 $5\text{-}10\Omega \cdot \text{cm}$ 의 기판이 선택될 수 있다.

[0072] 유전체 박막의 효과와 관련하여, 유전체층은 또한 높은-Q-인자 설계를 위한 중요한 인자이다. LC 회로의 C로서 작용하는, 금속과 기판 사이의 커패시터를 최적화하기 위해, 높은 유전율을 갖는 유전체층이 적합하다. 한편, 손실을 최소화하기 위해, 낮은-손실 유전체가 적합하다. 8의 유전율 및 5×10^{-4} 의 손실 탄젠트(tangent)를 갖는 Si_3N_4 는 유전체 막으로서 적합한 선택일 수 있다.

[0073] 막 두께의 효과와 관련하여, 유전체층(t_{film})의 두께는 높은-Q-인자 공진기를 설계하기 위한 다른 유효 파라미터이다. 선택된 유전체층 두께는 공진기에 대한 목표 공진 주파수에 좌우될 수 있다.

[0074] 금속층 파라미터들의 효과와 관련하여, 금속층의 두께는 또한 Q_{ind} 를 결정하기 위해 중요하다. 금속이 더 두꺼워질수록, Q_{ind} 및 Q_{max} 는 더 높아진다. $0.1\mu\text{m}$ 의 금속 두께는 CMOS 프로세스에서 특별한 제조 단계들의 사용을 제한하기 위해 선택될 수 있다. 박층에도 불구하고, 높은 Q_{ind} 는 기판 손실을 충분히 감소시킴으로써 달성될 수 있다. 이 경우, 금속 두께를 증가시키는 것은 여전히 Q-인자에 영향을 주지만 너무 낮은 기판 저항을 갖는 구조물에서만큼 크지 않다.

[0075] 금속층 치수들과 관련하여, 고성능 센서를 달성하기 위해, 금속층의 폭은 폭의 증가가 공진 주파수 및 Q-인자의 증가를 생성하기 때문에 중요한 설계 문제일 수 있지만, 이는 전체 면적(그리고 치수)의 고유한 증가와 연관된다. 또한, 금속 간격은 디바이스 성능에 영향을 준다. 보다 낮은 간격은 공진 주파수를 증가시키고 보다 소형(compact) 칩을 유도한다. 그러나, 증가된 폭 및 감소된 간격은 전체 Q-인자를 감소시키는 기생 효과들을 유도한다.

[0076] 턴들의 수의 효과와 관련하여, 사이즈를 작게 유지하면서 Q_{ind} 를 증가시키기 위해, 턴들의 수(N)는 감소될 수 있다. 이는 순(net) 인더턴스를 감소시키고, 셀프-공진 주파수를 더 높힌다. 다양한 실시예들에서, 턴들의 수는 전체 코일을 생성하기 위해 2로 설정된다. 그러나, 보다 많은 또는 보다 적은 턴들을 갖는 코일 사용될 수 있으며, 이는 코일 구조의 아키텍처에 좌우될 수 있다.

[0077] 면적의 효과와 관련하여, 칩 사이즈는 공진 주파수 및 Q_{ind} 를 조정하는데 영향을 줄 수 있다. 총 면적을 감소시키는 것은 개선된 Q-인자 및 보다 높은 공진 주파수를 유도한다. 또한, 보다 작은 내부 직경은 Q-인자 및 공진 주파수를 증가시킨다. 그러나, 간격 미만인 지점으로 내부 직경을 감소시키는 것은 부가적인 기생 효과들을

유발한다.

[0078] 내부 직경의 효과와 관련하여, 모든 다른 설계 파라미터들이 고정된 경우, 내부 직경의 증가는 면적을 증가시킨다. 이는 공진 주파수 및 이에 따른 Q_{ind} 를 감소시킨다. 따라서, 보다 작은 내부 직경은 Q_{ind} 및 공진 주파수를 향상시킨다. 그러나, 내부 직경은 간격 s 의 두께로 내부 직경만을 감소시키도록 선택될 수 있는데, 그 이유는 이러한 값 미만으로 감소시키는 것이 기생 커페시턴스가 Q_{ind} 를 좌우하고 저하시키도록 하기 때문이다.

[0079] 기하학적 인자들은 포함된 전력 공급기 없이 무선으로 동작가능한 이식형 디바이스로서 사용되기 위한 센서의 커페시턴스 및 저항을 결정하도록 사용될 수 있다. 도 22에 도시된 R_p 는 도 21의 코일 모델의 조합된 저항을 나타내고 기판 손실들을 결정하기 위한 유효 컴포넌트이다. 고저항성 실리콘 기판에서, R_{Si} 의 값은 높아서, 높은 R_p 를 제공한다. C_p 는 센서의 용량성 컴포넌트에 대응하며 셀프-공진 인자에 큰 영향을 준다. 보다 낮은 C_p 는 본 명세서에서 논의된 바와 같이 스트레인의 변화들을 결정하는데 도움을 주는 공진 주파수에 대한 향상들을 유도한다. 실리콘 및 실리콘 질화물 이외의 생체적합성 물질들은 앞서 논의된 수식들에서 사용되는 이들의 대응하는 파라미터들로 사용될 수 있다.

[0080] 다양한 제조 프로세스들은 빠 및 이식된 하드웨어 사이의 전이 하중 전달 프로파일에 대한 정보를 무선으로 리포팅하도록 유도성으로 전력 공급되는 센서들을 구성하기 위해 사용될 수 있다. 선택된 제조 프로세스는 칩-크기의 센서에 대한 컴포넌트들에 좌우된다. 프로세스들의 변화들은 코일 설계와 같은 그러한 인자들 및 기판이 가요성 테이프를 포함하는지 여부 또는 기판이 테이프 없이 구조화되는지 여부에 좌우된다. 다양한 실시예들에서, 제조 프로세스는 종래의 MEMs 프로세스들을 사용하는 멀티-스텝 프로시저이다. 센서는 마이크로파-호환성, 포토리소그래피 마이크로제조 기술들을 사용하여 클린룸 환경에서 처리될 수 있다.

[0081] 도 23-27은 도 20의 센서(2005)와 같은 센서 디바이스를 제조하기 위해 사용될 수 있는 제조 프로세스 흐름의 일 예의 실시예를 도시한다. 실리콘 기판을 갖는 이러한 센서에서, 제 1 단계는 도 23에 도시된 것처럼 제 1 금(Au) 금속층(2322) 아래에 놓이도록 Si 기판(2307) 상에 직접적으로 리프트오프(liftoff) 및 표준 리소그래피를 포함한다. 플라즈마-강화 화학적 기상 증착(PECVD)은 도 24에 도시된 것처럼 실리콘 질화물(Si_3N_4) 박막(2320)을 증착하기 위해 사용될 수 있다. Si_3N_4 박막(2320)을 증착하기 위해 다른 증착 프로세스들이 사용될 수 있다. Si_3N_4 막(2320)을 패턴화하기 위해, 예컨대 도 25에 도시된 것처럼, 플루오르화 수소산으로 습식 식각 프로세스를 사용하여, 제 2 리소그래피가 수행되어 수직 상호연결 영역들(2329)을 개방한다. 후속적인 Au 금속배선에서, 상호연결층(2324)은 도 26에 도시된 것처럼 조립된다(ereected). 도 27에 도시된 것처럼, 제 3 리소그래피 및 Au 금속배선 프로세스들은 센서 공진기를 달성하기 위해 최상부 코일(2310)을 구성하도록 사용될 수 있다.

[0082] 도 28-31은 테이프-기반 가요성 센서를 제조하기 위한 일 실시예를 도시한다. 도 28은 가요성 테이프 기판으로서 사용하기 위한 진공 테이프(2807)를 도시한다. 도 29는 가요성 테이프 기판(2807) 상에 증착되는 얇은 금층(2811)을 도시하며, 여기서 증착은 표준 금속배선 기술들을 사용할 수 있다. 플라즈마 강화 화학적 기상 증착(PECVD)을 사용하여, 도 30에 도시된 것처럼 Si_3N_4 의 동일한 박층(2820)이 유전체 박막으로서 증착될 수 있다. 표준 리소그래피, 금속 기화, 및 리프트-오프 기술들을 사용하여, 금 층(2810)은 도 31에 도시된 것처럼 제조 센서를 형성하기 위해 증착될 수 있다.

[0083] 진공 테이프(2807)는 PECVD 하에서 직면하는 고온들을 견딜 수 있기 때문에 사용될 수 있다. 테이프-기반 가요성 센서 및 실리콘-기반 센서 간의 제조 프로시저의 차이는 진공 테이프 기판(2807) 위에 제 1 금 층(2811)의 증착을 포함한다. 제 1 금 층(2811)은 공진 주파수에서 센서의 흡수(absorption)를 증가시켜서 공진 주파수에서 넓은 딥(dip)이 관찰될 수 있다. 그러나, 실리콘 기판에서, 실리콘 자체는 흡수를 증가시켜서 센서가 여분의 Au 층 없이 형성될 수 있다.

[0084] 제 1 금 층(2811)의 증착은 또한 테이프-기반 가요성 센서의 Si_3N_4 의 박층(2820)의 대향 측면들 상에 제 1 금 층 및 최종 금 층(2811, 2810) 사이에 형성된 커페시터인 병렬 플레이트 커페시터를 제공한다. 그러나, 도핑된 실리콘 기판을 갖는 실리콘 기판-기반 센서에서, 병렬 플레이트 커페시터는 도핑된 실리콘이 전도성이기 때문에 여분의 Au 층 없이 형성된다. 병렬 플레이트 커페시터는 하중이 인가될 때 병렬 플레이트 커페시터가 변화할 것이고 그 결과로서 공진 주파수가 변화할 것이기 때문에, 센서를 위한 중요한 피쳐이다. 도 32는 가요성 테이프 기판(3207) 상의 최종 제조된 구조물을 도시한다. 도 32에 도시된 최종 제조된 구조물은 메타물질 센서를

포함한다. 다른 기하학적 배열들이 가요성 테이프 기판(3207) 상에 형성될 수 있다.

[0085] 도 33-41은 부유형 아키텍처의 센서를 형성하기 위한 방법의 일 실시예를 도시한다. 프로세스는 도 33에 도시된 것처럼, 기판(3307)의 선택으로 개시될 수 있다. <100> 배향을 갖는 n-타입 500 μm 두께의 실리콘 기판(3307)이 사용될 수 있다. 다른 물질들 및/또는 전도성 타입들이 기판에 대해 사용될 수 있다. Si_3N_4 박막(3321)은 도 34에 도시된 것처럼, 플라즈마-강화 화학적 기상 증착 시스템을 사용하여 증착될 수 있다. 다른 증착 프로세스들 및 다른 유전체 물질들이 사용될 수 있다. Si_3N_4 박막(3321)은 0.1 μm 두께일 수 있다. 다른 두께들이 사용될 수 있다.

[0086] 도 35는 Si_3N_4 박막(3321) 아래에 놓인 제 1 금속층(3311)을 도시한다. 콘택층으로서 형성된 제 1 금속층(3311)은 0.1 μm 의 두께를 갖는 Au로 제조될 수 있다. 다른 두께들이 사용될 수 있고 및/또는 다른 전도성 물질들이 구현될 수 있다. 도 36은 후속적으로 증착되는 유전체 막(3320)을 도시한다. 유전체 막(3320)은 0.1 μm 두께의 Si_3N_4 박막일 수 있다.

[0087] 도 37은 예컨대 HF를 통한 습식 식각 프로세스를 사용하여 개방될 수 있는 수직 상호연결 영역들(3339)을 형성 및 패턴화한 후의 막(3320)을 도시한다. 도 38은 상호연결부들(3313) 및 최상부 코일 구성부(3310)를 형성하기 위해 금 금속배선을 수행한 후의 구조물을 도시한다. 0.8 μm 두께의 Si_3N_4 막(3323)은 도 39에 도시된 것처럼 증착될 수 있다. 실리콘 질화물 막(3323)은 도 40에 도시된 것처럼, HF에 의해 식각 및 패턴화될 수 있다. 도 41은 부유형 센서(3305)를 형성하기 위해, 예컨대 포타슘 수산화물(KOH)을 사용하여, 실리콘을 식각한 후의 구조물을 도시한다.

[0088] Si_3N_4 박막은 실리콘이 식각되고 있는 동안 콘택 금속층을 보호하도록 초기에 형성된다. KOH는 또한 금속층을 식각하기 때문에, 제 1 및 제 3 Si_3N_4 층들은 식각-정지층들로서 사용된다. 제 1 Si_3N_4 층과 함께 제 2 Si_3N_4 층은 센서 공진기(3305)를 위한 유전체층으로서 작용한다. 30 퍼센트의 농도를 갖는 KOH 용액을 사용하는 것은 실리콘 식각의 화학적 운동 시뮬레이션들로부터 예측되는 것처럼, 1.1 $\mu\text{m}/\text{min}$ 의 식각률을 제공한다. 70분 후에, 77 μm 의 깊이가 식각된다. 도 42는 부유형 공진기의 시뮬레이션을 도시한다. 사다리꼴들(4221-1, 4221-2, 4221-3, 4221-4, 4221-5, 4221-6)은 Si_3N_4 가 없는 영역들을 나타낸다. KOH 용액은 이러한 영역들을 통하여 실리콘을 식각한다. 단일 부유형 디바이스의 연관된 SEM 이미지가 도 11에 도시된다.

[0089] 분석적 및 수치적 모델들은 디바이스 상에 유도되는 기계적 섭동(perturbation)들의 함수로써 센서의 성능을 시뮬레이션하기 위해 사용될 수 있다. 모델링 노력은 2개의 상호의존하는 컴포넌트들에 관련하여 결합된 전기기계적 분석의 사용을 포함한다. 제 1 단계는 센서에 가해지는 인가된 하중으로부터 발생하는 디바이스의 스트레인 프로파일을 컴퓨팅하는 기계적 분석을 포함한다. 제 2 단계는 이의 물리적 치수들에서 변화들이 주어진 센서 공진 주파수의 편이를 컴퓨팅하는 전기적 분석이다. 예컨대 한정된 엘리먼트 소프트웨어 패키지로 시뮬레이션에서 관련된 기하학적 인자들을 고려하여, 상이한 벤딩 하중들이 인가될 때, 디바이스에서 유도되는 스트레인은 예측될 수 있다. 도 43은 결과적인 변위 필드 면에서, 벤딩 하중의 인가 하에서 변형된 디바이스의 모델 예측의 일 예를 도시한다. 시뮬레이션으로부터, 유전체 막의 면적이 변화하여 C_{film} 의 값을 변경된다는 점을 관찰할 수 있다. 이러한 치수 변화들에 기초하여, 상기 수식들의 형태를 이용하여, 나선형 코일의 인덕턴스(L_s)가 계산될 수 있다.

[0090] 하드웨어에 부착된 센서들은 기계적 및 전자기적 컴포넌트들을 포함하는 실험 셋업을 사용하여 테스트될 수 있다. 기계적 장치는 도 44에 도시된 바와 같이 제어되는 방식으로 응력의 하중들의 인가를 가능하게 한다. 그러한 애플리케이션은 상이한 디바이스 기하학적 구조들에 대해 인가되는 하중들로 인한 공진 주파수 편이 응답을 조사하기 위한 일련의 물리적 실험들을 수행하기 위해 제공된다. 실험적 특성화는 하중을 제어되는 방식으로 제어 및 변경하기 위해 운동-제약된 실리콘 기판 아래에 위치된 초정밀(ultra-fine) 조정가능 스크류에 포인트 하중을 인가하는 것으로 구성된다. S_{21} 파라미터는 하중의 인가 이전 및 이후에, 마이크로파 프로브들과 연계한 스펙트럼 분석기를 사용하여 측정될 수 있다. S_{21} 파라미터는 RF 신호 효율의 척도이고 입사 전력(입력)당 전송되는 파(본질적으로 출력)의 전력 밀도로서 계산된다.

[0091] 캐스트 폴리아미드 스틱(cast polyamide stick)들은 테스트를 위해 사용될 수 있으며, 그 위에 센서가 하드 에폭시를 사용하여 고정된다. 2개의 홀(hole)들을 갖는 이식형 스틱들은 고정 스크류들을 사용함으로써 셋업시에 고정된다. 하중은 고정된 스틱을 당기는 셋업의 피스톤을 사용하여 인가된다. 인가된 하중은 도 44에도 도시

된 것처럼 하중 셀에 의해 추적된다. 이러한 장치를 사용하여, 하중들은 300 kgf까지 인가될 수 있다. 보다 높은 하중들을 인가할 수 있는 다른 테스팅 장치가 사용될 수 있다.

[0092] RF 특성화를 위하여, 도 44의 안테나들은 특성화에서 잡음을 감소시키기 위해 동일한 접지(ground)를 갖는 동축 프로브들로 제조된다. 또한, 밸룬(balun)들이 사용될 수 있으며, 그 사용은 룸 내에서의 진동들에 의해 유발되는 일반적인 잡음을 무시가능한 레벨로 감소시킬 수 있다. 도 44의 셋업에서, 이러한 프로브들의 길이는 2.5 cm로 설정될 수 있다. 센서는 동작 과정과 비교하여 크기가 작기 때문에, 이의 전송 스펙트럼들을 측정하기 위해 센서에 상당하는 크기들을 갖는 표준 안테나들을 사용하는 것은 다소 어렵다. 도 44의 셋업에서, 이러한 프로브 안테나들은 센서로부터 0.5 cm 떨어지게 배치된다. 이러한 구성에서, 최상의 신호는 프로브들이 센서에 평행할 때 획득될 수 있다. 다양한 배열들에서, 이러한 거리 파라미터들은 교정 프로세스 및 특성화 프로세스 전반에 걸쳐서 고정되게 유지된다. 교정 목적들을 위하여, 센서가 부착되는 하드웨어인 스틱의 전송(transmission)은 스틱 위에 부착된 센서 칩 없이 먼저 측정된다. 후속적으로 동일한 측정은 하중 없이 스틱에 부착된 센서로 반복된 다음, 기계적 장치로 인가되는 외부 하중을 또한 가변시킨다. 센서 없는 경우와 관련하여 조정되면, 상대적 전송 스펙트럼들은 인가된 하중의 함수로써 획득된다.

[0093] 실험에서, 상이한 기하학적 구조들을 갖는 2개의 센서들, 센서-1 및 센서-2가 제조 및 특성화되었다. 표 2는 이러한 2개의 상이한 센서 기하학적 구조들에 대한 파라미터들의 값들을 도시한다. L_c 및 W_c 는 디바이스의 총 길이 및 총 폭을 각각 나타내며; N 은 턴들의 수이고; w 는 각 코일의 폭이며; s 는 코일들 간의 간격이고; t_{film} 및 t_{metal} 은 유전체 막의 두께 및 금속의 두께를 각각 나타내며; 이론적 L_s 및 수치적 L_s 는 분석 및 시뮬레이션 모델들로부터의 인덕턴스 값을 각각 나타낸다.

표 2

표 2									
	$L_c(\mu m)$	$W_c(\mu m)$	N	$w(\mu m)$	$s(\mu m)$	$t_{film}(\mu m)$	$t_{metal}(\mu m)$	이론적 $L_s(nH)$	수치적 $L_s(nH)$
센서-1	340	340	2	60	10	0.1	0.1	2.854	2.842
센서-2	270	270	2	50	5	0.1	0.1	2.260	2.244

[0095] 표 45-48은 임의의 변형 없이(하중 없이) 그리고 상이한 인가된 하중들 하에서 센서-1 및 센서-2의 센서 응답들 간의 차이들을 도시한다. 도 45 및 47에 도시된 것처럼(공진 주파수 영역에서 도 45의 확대도를 나타냄), 센서-1에서, 공진 주파수는 하중 인가 전에 59.98의 연관된 Q-인자를 갖는 11.48 GHz로 측정되었다. 1960 N의 인가된 하중 하에서, 공진 주파수는 240 MHz만큼 편이되었다. 동일한 센서에서, 2940 N 및 3920 N의 인가는 하중되지 않은 구성에 비해, 300 MHz 및 330 MHz의 공진 주파수 편이들을 각각 유발하였다. 인가된 하중에 의한 공진 주파수 편이의 증가와 동시에, 센서의 Q-인자는 또한 3920 N의 인가된 하중에서 76.00의 측정된 Q-인자에 의해 증명되는 것처럼 증가하였다. 이러한 발견들은 도 46 및 48(공진 주파수 영역에서 도 46의 확대도를 나타냄)에 도시된 바와 같은 센서-2에서 유사하게 입증되었다. 요약하면, 공진 주파수는 인가된 하중이 증가함에 따라 증가한다(즉, 도 45-48에 도시된 것처럼 우측으로 편이됨).

[0096] 도 49는 하중의 함수로써 공진 주파수를 도시한다. 그러한 하중은 생리적 하중(physiological load)들을 나타내기 위해 적합할 수 있다. 도 49는 공진 주파수 편이가 평균 체중의 절반 미만인 333 N 만큼 낮은 하중들에서 검출가능하다는 것을 입증하며, 센서 응답이 333N-2750N 힘 범위에서 매우 선형적($r^2 = 0.996$)이라는 것을 입증한다.

[0097] 다양한 실시예들에서, 바이오-MEMS 센서로서 사용될 수 있는 생체적합성 공진기는 코일에 대한 금속층으로서 사용되는 금을 갖는 기판으로서 실리콘을 포함할 수 있다. 공진기의 유전체 박막으로서 생체적합성 실리콘 질화물(Si_3N_4)은 마이크로파 주파수 범위에서 낮은 손실 탄젠트(5×10^{-4} 만큼 낮음) 및 높은 유전율(8만큼 높음)을 특징으로 한다. 낮은 손실 탄젠트는 손실을 현저하게 감소시키는 반면에, 높은 유전율은 유전체 막 커페시턴스를 증가시킨다. 금속 라인들(s) 간의 간격 및 금속 폭(w)을 둘다 증가시키는 것은 인덕터의 Q-인자(Q_{ind})를 증가시키지만, 또한 이 둘은 기판 칩 상에서 접유되는 측방향 면적을 증가시킨다. 이러한 2개의 파라미터들은 최소 칩 사이즈에 대한 최고 Q-인자를 달성하기 위한 최적화를 위하여 설계되도록 선택된다.

[0098]

높은-Q 인자는 올 온-칩(all on-chip) 소형-사이즈 마이크로파 공진기를 달성하도록 온-칩 조정을 위해 코일과 기판 사이에 유전체 박막의 커패시턴스를 사용함으로써 달성된다. 외부 커패시터 대신에 높은 유전체 커패시터를 사용함으로써, 코일에 대한 나선형 인덕터 구성은 캐비티 공진기가 사용되는 방식으로 이용될 수 있다. 따라서, 캐비티 공진기 연구들의 결과들에 상당하지만 소형 칩 면적을 희생함이 없이, 높은 Q-인자가 달성될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 센서는 2개의 상이한 방법들, 즉 나선형 인덕터 구조 및 캐비티 공진기 설계 기술들을 효과적으로 조합할 수 있다. 또한, 손실들을 감소시키고 Q-인자를 향상시키는 인자들을 고려하여, 손실들은 7 GHz와 같은 선택된 공진 주파수에서 최대화를 위하여 설계된 Q-인자로 최소화를 위하여 설계될 수 있다. 생체-이식형 공진기 센서들을 위한 파라미터들은 센서들이 7 GHz 이외의 공진 주파수를 갖도록 다양한 코일 구성들에서 결정될 수 있다.

[0099]

200 평방 미크론 미만의 칩 사이즈에서, 도 50-51은 수치적으로 시뮬레이션된 파라미터와 함께 실험적으로 측정된 S_{21} 파라미터(dB)를 도시한다. 이러한 도면들은 실험적 및 이론적 결과들 간의 훌륭한 일치(agreement)를 도시한다. 특히, 실험적 및 이론적 공진 주파수(f_0) 및 공진기 Q-인자 간에 일치들이 존재한다. 여기서, 공진기 Q-인자는 송신되는 전력에서 딥을 검사함으로써 실험적 결과들로부터 계산된다. f_0 에 대응하는 S_{21} 의 최소 포인트는 도 50에 도시된다. 전송에서 30 dB보다 더 큰 강한 딥이 관찰된다. 실험적 데이터로부터 공진기 Q-인자를 계산하기 위해, 공진 주파수를 3 dB 초과하는 S_{21} 파라미터들을 갖는 그러한 주파수들이 사용된다. 도 51과 관련하여, Δf 는 160 MHz와 동일하며, 98.77의 이론적 Q-인자와 비교하여, 93.81의 Q-인자를 산출한다. 두 공진 주파수들은 거의 15 GHz이다. 이론적 계산들 및 실험적 데이터는 양호하게 일치한다. 다양한 실시예들에서, 완전하게 온-칩 공진기는 전송에서 강한 딥 및 높은 Q-인자를 유도하여, 완전하게 온-칩 공진기가 원격측정-감지 애플리케이션들을 위해 사용될 수 있다.

[0100]

다양한 실시예들에서, 공진기의 측정된 공진 주파수 편이를 증가시키도록 돋는 공진기에 대한 부유형 아키텍처가 사용될 수 있다. 실리콘 기판이 칩을 제조하기 위해 사용될 때, 부유형 아키텍처를 달성하기 위해 식각될 수 있다. 습식 식각 프로세스는 유전체 및 기판의 일부를 제거하기 위해 사용될 수 있다. 다른 식각 프로세스들이 수행될 수 있다. 기판을 식각함으로써, 기판 손실의 감소가 있다. 결과적으로, 실리콘 저항(R_{Si})의 증가 및 실리콘 커패시턴스(C_{Si})의 감소가 있다. 따라서, 전체 결과는 병렬 저항(R_p)의 증가이다. 보다 높은 기판 손실 인자를 엔지니어링함으로써, 보다 높은 Q-인자가 달성가능하다. 보다 높은 R_{Si} 및 보다 낮은 C_{Si} 로 인해, 보다 낮은 병렬 커패시턴스(C_p)가 존재하고; 이에 따라, 단일 평면형 디바이스의 경우와 비교하여 동일한 주파수에서 보다 높은 셀프 공진 인자가 달성된다. 따라서, 공진 주파수 또한 더 높다. 이러한 효과들을 조합하면, 실리콘 제거에 의해 보다 높은 Q-인자들 및 보다 높은 공진 주파수들이 둘다 획득된다.

[0101]

기판을 식각함으로써, 공진 주파수의 보다 높은 편이가 있다. 이는 2개의 양상들로부터 검사될 수 있다. 기판의 식각 결과로서, 스트레인 전파(strain propagation)는 더 높다. 스트레인은 기판에서 발생된 다음 유전체 및 금속층들로 전달되기 때문에, 식각된 기판에서, 보다 많은 스트레인이 존재하고 그 결과로서 보다 많은 커패시턴스 변화가 존재한다. 따라서, 보다 높은 f_0 편이가 존재한다. 동일한 하중이 단일 평면형 디바이스 및 단일 부유형 디바이스에 인가되는 경우, 이들이 동일한 공진 주파수를 갖는다고 가정하면, 유전체 및 금속층에서 보다 높은 스트레인의 결과로서 단일 부유형 디바이스에서 공진 주파수 편이(Δf_0)의 보다 높은 편이가 있다. 둘째로, 동일한 상대적 편이($\Delta f_0/f_0$)를 갖는 2개의 칩들이 존재하는 경우, 보다 높은 f_0 를 갖는 칩은 보다 높은 Δf_0 를 또한 갖는다. 따라서, 이의 식각된 기판 및 이의 보다 높은 f_0 를 갖는 칩은 또한 보다 높은 Δf_0 를 갖는다.

[0102]

다양한 실시예들에서, 나란한 3개의 센서들로 구성되는 트리플릿 구성이 사용될 수 있다. 개별적인 센서들은 본 명세서에서 논의된 임의의 공진기 구조들에 의해 달성될 수 있다. 외부에서 센서들은 중간 센서를 위한 송신기 및 수신기 안테나들로서 작용한다. 표 3-6은 공진 주파수(표 3), 공진 주파수 편이(표 4), Q-인자(표 5), 및 감도(표 6)와 관련하여, 평면형 아키텍처 및 부유형 아키텍처와 4개의 칩들, 단일 구성 및 트리플릿 구성의 비교를 나타낸다.

표 3

표 3				
하중	하중 없음	1960 N	2940 N	3920 N
단일 평면형 디바이스	15.01 GHz	15.30 GHz	15.39 GHz	15.44 GHz
단일 부유형 디바이스	15.18 GHz	15.64 GHz	15.83 GHz	15.96 GHz
평면형 트리플릿	15.06 GHz	15.17 GHz	15.23 GHz	15.28 GHz
부유형 트리플릿	15.41 GHz	15.56 GHz	15.66 GHz	15.75 GHz

[0103]

표 4

표 4			
하중	1960 N	2940 N	3920 N
단일 평면형 디바이스	290 MHz	380 MHz	430 MHz
단일 부유형 디바이스	460 MHz	650 MHz	780 MHz
평면형 트리플릿	110 MHz	170 MHz	220 MHz
부유형 트리플릿	150 MHz	250 MHz	340 MHz

[0104]

표 5

표 5				
하중	하중 없음	1960 N	2940 N	3920 N
단일 평면형 디바이스	93.81 MHz	109.21 MHz	110.96 MHz	111.08 MHz
단일 부유형 디바이스	102.06 MHz	116.54 MHz	119.47 MHz	120.02 MHz
평면형 트리플릿	51.90 MHz	57.38 MHz	60.82 MHz	62.55 MHz
부유형 트리플릿	67.15 MHz	79.51 MHz	80.31 MHz	80.45 MHz

[0105]

표 6

표 6		
	감도	상대적 편이
단일 평면형 디바이스	0.1097 MHz/N	2.9%
단일 부유형 디바이스	0.1990 MHz/N	5.1%
평면형 트리플릿	0.0561 MHz/N	1.5%
부유형 트리플릿	0.0867 MHz/N	2.2%

[0106]

[0107] 다양한 실시예들에서, 동일한 전체 치수들을 갖는 사각형 기하학적 구조와 비교하여 효과적으로 감소된 총 면적을 제공하는 원형 아키텍처가 사용될 수 있다. 따라서, 원형 아키텍처에서, 보다 작은 막 커페시턴스 및 코일 인더티스가 달성되며, 보다 높은 f_0 를 산출한다. 또한, 원형 아키텍처에 대해 보다 낮은 코일 저항, 보다 낮은 손실, 보다 높은 기판 저항, 및 보다 낮은 기판 커페시턴스가 존재한다. 이는 보다 높은 기판 손실 인자 및 보다 높은 셀프-공진 인자를 생성한다. 결과적으로, 원형 기하학적 구조에서 보다 작은 간격 및 보다 높은 f_0 를 통해, 보다 높은 공진기 Q-인자가 달성될 수 있다.

[0108] 공진 주파수 편이의 증가는 2개의 관점들로부터 접근될 수 있다. 먼저, 등방성 기하학적 구조로 인해, 임의의 방향에서 변형이 동일하게 유효하다. 그러나, 사각형 기하학적 구조에서, 한쪽면으로(unilaterally) 지배되는

(한번에 하나의 측면 상에만 유효함) 우선적인 이방성(anisotropic) 변형이 존재한다. 또한, 원형 경우에서 커페시턴스 변화는 변형이 전체 기하학적 구조를 변화시키도록 작용하기 때문에 동일한 시작 초기 커페시턴스를 갖는 사각형 경우에서보다 더 높을 수 있다. 따라서, 연관된 공진 주파수 편이는 더 클 수 있다. 그 다음, 동일한 주파수 편이 비율(상대적 편이)이 존재하더라도, 주파수 편이는 원형 기하학적 구조가 보다 높은 f_0 를 갖기 때문에 원형 기하학적 구조에서 더 높을 수 있다. 이러한 2개의 양상들이 조합되면, 원형 경우에 대해 훨씬 더 높은 편이가 존재할 수 있다. 사각형 및 원형 디바이스들과 이들의 트리플릿 구성들에 대한 S_{21} 파라미터들을 시뮬레이션하여, 원형 기하학적 구조에 대한 보다 높은 공진 주파수들 및 보다 높은 Q-인자들이 또한 달성된다. 따라서, 원형 아키텍쳐를 통해 양호한 성능이 달성될 수 있다.

[0109] 사각형 및 원형 기하학적 구조들을 비교하는 실험 결과들은 도 52-55에 도시된다. 도 52-55는 단일 사각형, 단일 원형, 트리플릿 사각형, 및 트리플릿 원형 구성 각각에 대한 동작 주파수의 함수로써 S_{21} (dB로)을 나타낸다. 각 도면의 삽입부에서, 공진 주파수 편이(도시된 것처럼 우측으로)는 사각형보다 두 구성들(단일 및 트리플릿)에서 원형 기하학적 구조에 대해 훨씬 더 클 수 있다는 것을 알 수 있다. 각 도면의 삽입부에서, 하중 없는 공진 주파수가 가장 낮고, 3920 N의 하중에서의 공진 주파수는 가장 높으며, 1960 N 및 2940 N의 하중들에서 공진 주파수는 우측으로 각각 편이된다.

[0110] 표 7에서, 사각형 및 원형 기하학적 구조들과 관련된 공진 주파수 변화들을 나타낸다. 결과적인 공진 주파수 증가는 모든 원형 디바이스 기하학적 구조들에서 더 높다. 면적 감소는 선형이지 않고 커페시턴스는 공진 주파수에 선형적으로 비례하지 않기 때문에, 결과적인 주파수 증가는 예측가능하게 비선형적이다. 또한, 주파수 편이는 사각형 경우들과 비교하여 원형 경우들에서 훨씬 더 높기 때문에, 원형 경우들에 대한 보다 높은 상대적 편이 및 보다 높은 감도가 표 7에서 관찰된다.

표 7

표 7				
	하중(N)	하중 없음	1960	2940
마이크로스트레인	0	81.5	127.7	172.8
단일 사각형	f_0 (GHz)	11.48	11.72	11.78
	Δf_0 (MHz)	--	240	300
	$\Delta f_0/f_0$ (%)	--	2.1	2.6
	Q-factor	59.979	70.348	74.324
	Sensitivity	0.0842 MHz/N or 1.9 MHz/microstrain		
단일 원형	f_0	12.63	12.98	13.07
	Δf_0	--	350	440
	$\Delta f_0/f_0$ (%)	--	2.8	3.5
	Q-factor	72.461	91.667	93.025
	Sensitivity	0.1276 MHz/N or 2.9 MHz/microstrain		
트리플릿 사각형	f_0	11.56	11.66	11.71
	Δf_0	--	100	150
	$\Delta f_0/f_0$ (%)	--	0.9	1.3
	Q-factor	33.801	36.347	38.243
	Sensitivity	0.0434 MHz/N or 1.0 MHz/microstrain		
트리플릿 원형	f_0	12.73	12.86	12.93
	Δf_0	--	130	200
	$\Delta f_0/f_0$ (%)	--	1.0	1.6
	Q-factor	44.033	50.431	53.364
	Sensitivity	0.063 MHz/N or 1.5 MHz/microstrain		

[0111]

[0112]

감도	0.063 MHz/N or 1.5 MHz/microstrain
----	------------------------------------

[0113]

표 7은 또한 상대적으로 작은 칩 사이즈들에도 불구하고 높은 것으로 관찰되는 Q-인자 데이터를 제공한다. 이러한 Q-인자들은 보다 작은 면적을 갖는 원형 경우에 특히 더 높다. Q-인자는 하중 크기가 보다 낮은 C_{film} 으로 인해 증가됨에 따라 증가된다. Q-인자는 또한 사각형 경우와 비교하여 원형 경우의 원격측정 경우(트리플릿)에

서 증가한다.

[0114] 다양한 실시예들에서, 스트레인 센서는 기계적 변형에 매우 고감도(sensitive)의 메타물질-기반 RF-MEMS 스트레인 센서에 의해 달성될 수 있다. 분할-링-공진기들을 사용하함으로써, 다른 RF 구조들과 비교하여 단위 면적당 보다 낮은 공진 주파수들이 달성될 수 있으며, 골절 치료를 포함하는 연조직 애플리케이션들에서 생체-이식 감지를 허용한다. 5×5 SRR 아키텍쳐에서, 무선 센서들은 낮은 비선형성-에러를 갖는 높은 감도를 산출한다.

[0115] SRR 기하학적 구조는 이의 부가적인 캡들 때문에 나선형 경우에 비해 보다 고감도일 수 있다. 이러한 캡들은 하중이 인가될 때 변화되는 부가적인 커패시턴스를 생성할 수 있다. 따라서, 이는 SRR이 나선형 코일 기하학적 구조보다 더 고감도이도록 한다. 또한, 전기장 밀도는 캡들에서 훨씬 더 높아서, 이러한 캡들은 강한 공진들을 달성하기 위해 중요하다. 하중이 인가될 때, 이러한 캡들은 변화되고 이에 따라 공진 주파수가 변화된다. 이는 나선형 코일 구조에 비해 SRR들에서 보다 높은 감도를 유도한다. 또한, 이러한 캡들의 결과로서, SRR들은 나선형 구조에 비해 보다 높은 딥들 및 보다 높은 Q-인자들을 산출한다. 이는 공진 주파수의 원격 측정 및 관찰을 보다 용이하게 가능하게 한다. 결과적으로, SRR 센서는 나선형 코일 센서의 것보다 증가된 선형성을 가질 수 있다. 또한, 이러한 캡들 때문에, 생체-이식을 위해 유용한 단위 면적당 보다 낮은 공진 주파수들이 존재한다. 따라서, SRR 구조에서 캡들 때문에, 나선형 코일 구조에 비해 더 높은 Q-인자, 더 높은 딥, 더 높은 감도, 양호한 선형성, 및 단위 면적당 보다 낮은 공진 주파수가 존재할 수 있다.

[0116] 도 55-60은 상이한 분할 링 공진기들을 도시한다. 도 56은 1번의 텐 SRR을 도시한다. 도 57은 2번의 텐들을 갖는 SRR을 도시한다. 도 58은 4번의 텐들을 갖는 SRR을 도시한다. 도 59는 중첩형 SRR 아키텍처를 도시한다. 도 60은 빗살형(comb-like) 구조를 갖는 SRR을 도시한다.

[0117] 이러한 SRR 구조들은 원격측정 감지에서 현저하게 향상된 감도를 달성하기 위해 단일 침 상에 소형 중첩형 메타물질-기반 스트레인 센서들을 형성하기 위해 조합될 수 있다. 이러한 아키텍처는 비-중첩형 SRR의 구조에 비해 실질적으로 더 많은 캡들을 특징으로 한다. 이는 비-중첩형 SRR 센서에 비해 결과적인 중첩형 SRR 센서의 동작 공진 주파수를 감소시킨다. 더욱이, 외부 하중이 하드웨어에 인가될 때, 중첩형 SRR 센서의 커패시턴스는 비-중첩형 SRR보다 더 많이 변화될 수 있어서, 전송 스펙트럼에서 더 큰 편이들을 유발한다. 이는 감지를 위하여 중첩형 SRR이 비-중첩형 SRR보다 더 고감도이게 할 수 있다.

[0118] 도 61-63 및 도 64-66에서, 상이한 세트들의 상대적 전송 스펙트럼들(dB)은 세미-로그 스케일(semi-log scale)의 센서 없는 경우와 관련하여, 비-중첩형 SRR 및 중첩형 SRR 센서들에 대해 각각 나타낸다. 도 61은 인가된 부하의 상이한 레벨들 하에서 비-중첩형 SRR의 상대적 전송 스펙트럼을 도시하는 반면에, 도 62는 인가된 하중에서 관찰되는 전송 편이로 확대시킨다. 하중이 없는 경우, 동작 주파수는 약 530 MHz이다. 인가된 하중이 있는 경우, 동작 주파수는 도 61 및 62에 도시된 것처럼 감소한다. 인가된 하중 하에서, 커패시턴스는 증가된다. 도 63은 동작 주파수 편이 대 인가된 하중을 도시한다.

[0119] 도 64는 인가된 하중의 상이한 레벨들에 대한 중첩형 SRR 구조의 전송 스펙트럼을 도시하며, 이들의 확대된 전송 편이들은 도 65에 도시된다. 여기서, 동작 주파수는 하중이 없는 경우 비-중첩형 SRR 보다 훨씬 더 작다. 도 66은 인가된 하중의 함수로써 동작 주파수의 변화를 도시한다. 중첩형 SRR에 사용되는 다수의 캡들의 결과로서 비-중첩형 SRR(도 63)에 비해 크게 증가될 수 있다.

[0120] 실리콘, 실리콘 질화물, 및 금을 사용하는 센서는 뉴질랜드 흰 토끼를 이용한 연구의 결과로서, 생체적 합성인 것으로 입증되었다. 이는 6개월 동안 이러한 동물들에 이식된 후에 조직 반응을 발생시키지 않는다. 센서 물질 및 Al_2O_3 제어 물질 둘다에 대해, 이식부를 둘러싸고 이식부(implant) 위에 놓이는 조직은 반-정량적 스코어링 시스템(semi-quantitative scoring system)에 따라 내부 및 외부 손상들의 징후(evidence)에 대해 육안으로 평가되었다. 그 다음, 각각의 이식부는 주변 조직의 손상되지 않은 엔벌로프(intact envelope)와 함께 제거되었고 10%의 중성 완충 포르말린(neutral buffered formalin)에서 24시간 동안 고정되었다. 고정 후에, 각각의 이식부는 조직 엔벌로프로부터 제거되었고 조직 표본들은 관례적으로(routinely) 처리되고, 파라핀(paraffin)에 내장되며, 절단되어(sectioned), 센서 및 제어 물질들에 대한 세포 및 조직 반응의 반-정량적 평가를 위해 헤마토실린(Hematoxylin) 및 에오신(Eosin)(H&E)으로 착색되었다. 관찰자 편견을 방지하기 위해 치료 그룹들에게 숨겨진(blinded) 일원화된 개인 병리학자에 의해 현미경 평가가 수행되었다.

[0121] 회복기(convalescence) 동안, 수술 프로세저로 인해 발생하는 합병증(complication)들이 없었고, 수술-후 감염(post-operative infection)의 증후가 없었으며, 6개월 생존 기간 내에 사망률(mortality)이 없었다. 이러한 센서 물질들에 인접한 조직의 육안 검사(gross examination)는 테스트 물질들에 대한 외부 또는 내부 손상들로

서 밝혀진 부정적 반응들의 임의의 가시적 징후들을 나타내지 않았다. 이식된 물질들 주변의 근육 조직에서 감염 또는 염증은 육안으로 확인되지 않았다. 조직학적 슬라이드(histological slide)들의 검사는 비정상 대식세포(abnormal macrophage) 또는 림프 세포(lymphocytic cellular) 활동의 부재를 확인했으며, 테스트 및 제어 물질들에 대한 일반적인 독성 스코어는 제로이었다. 도 67 및 68은 이식된 MEMS 센서에 인접한 H&E 착색 조직의 2배 및 4배 이미지들을 도시한다.

[0122] 센서는 안테나들과 센서 사이의 간격을 충진하는 연조직의 존재에서 잘 수행되는 것으로 입증된다. 연조직에서, 동작 주파수는 하중이 없는 경우 약 475 MHz이고, 이는 자유 공간에서 중첩형 SRR보다 더 낮다. 이는 연조직이 약 500 MHz에서 초 고유전율을 갖기 때문이며, 이는 공진 주파수를 감소시킨다. 중첩형 SRR 센서는 또한 4 kHz/kgf의 고감도 레벨을 나타낼 수 있는데, 이는 연조직이 저주파수들에서 이의 고유전율 때문에 자유 공간에 비해 전자기파들을 더 잘 포커싱하기 때문이다. 결과적으로, 하중 하에서 기계적 변형은 동작 주파수에 보다 강력하게 영향을 주어서, 연조직에서 보다 양호한 감도를 유도한다.

[0123] 센서들은 하중이 없는 경우 대략적으로 100 MHz 내지 6 GHz 공진 주파수들의 범위에서 테스트 및 설계되었다. 생물학적 환경에서 사용하기 위해 낮은 MHz에서 중간 MHz까지 범위로 동작하는 것이 바람직하다. 더욱이, 생리적 애플리케이션들에서 하중이 없을 때 50 MHz 내지 2 GHz 공진 주파수들을 제공하는 센서를 제조하는 것이 추가적으로 바람직하다. 자연적인(natural) 주파수가 6 GHz와 같이 높은 경우, 센서로부터의 RF 신호(하중이 있는 또는 하중이 없는)는 검출가능하지만, 센서가 이식되지 않을 때, RF 신호는 신호가 이러한 동작 주파수에서 몸체 조직들에서 상실될 것이기 때문에 검출가능하지 않다(하중이 있는 또는 하중이 없는). 동작 주파수가 중간 MHz 범위로 낮아지는 경우, 신호(및 하중과 함께 신호의 결과적인 편이)는 용이하게 검출가능하다. 동작 공진 주파수를 감소시키는 것은 관통 깊이를 증가시키면서 연조직의 백그라운드 흡수를 감소시킨다. 연조직에서 센서로부터 충분한 신호를 수신하도록 요구되는 관통 깊이에 따라, 동작 공진 주파수 범위는 서브-GHz일 수 있으며, 아미도 심지어 낮은 GHz일 수 있다. 동작 공진 주파수가 추가적으로 감소됨에 따라, 백그라운드 손실은 추가적으로 감소될 수 있다. 그러나, 이는 그러한 저주파수에서 동작할 수 있도록 센서의 사이즈를 증가시키는 비용을 유발한다. 이러한 관점에서, 바람직한 동작 주파수는 100 MHz 미만, 바람직하게는 50 MHz까지 감소할 수 있다. 생리적 하중 범위는 0-3000N(3000은 750N의 평균 사람 체중의 약 4배임) 범위일 수 있다. 생리적 하중 범위는 0-3000N 범위일 수 있다(3000은 750N의 평균 사람 체중의 약 4배임).

[0124] 연조직 매체는 동작 주파수가 감소되기 때문에 감지 애플리케이션을 위해 바람직하다. 다양한 실시예들에서, 연조직과 센서의 안테나 사이의 넓은 간격은 방지된다. 연조직과 안테나 사이에 충분한 자유 공간이 있는 경우, 안테나 신호는 감소한다.

[0125] 진공 테이프와 같은 가요성 기판을 이용하는 것은 실리콘 기판을 사용하는 것에 비해, 무선 센서를 위한 보다 높은 감도 및 선형성을 제공할 수 있다. 테이프-기반 가요성 센서 및 실리콘-기반 센서 사이의 제조 프로시저의 차이는 진공 테이프 기판 위에 제 1 금 층의 증착을 포함한다. 제 1 금 층은 공진 주파수에서 센서의 흡수를 증가시켜서, 공진 주파수에서 높은 딥이 존재한다. 그러나, 실리콘 기판에서, 실리콘 자체는 여분의 금 층 없이 흡수를 증가시킨다. 제 1 금 층의 증착은 또한 테이프-기반 가요성 센서의 제 1 금 층 및 최종 금 층 사이에 유전체를 갖는 별별 플레이트 커패시터를 형성한다. 실리콘-기반 센서에서, 별별 플레이트 커패시터는 평평한 실리콘 기판이 사용될 수 있기 때문에, 여분의 금 층 없이 형성될 수 있다. 또한, 실리콘-기반 센서에서, 하드 에폭시는 하드웨어에 센서를 고정시키기 위해 사용될 수 있다. 테이프-기반 가요성 센서에서, 테이프가 그 자신의 에폭시를 갖거나 다른 고정 물질을 갖기 때문에 외부 에폭시가 불필요하다.

[0126] 도 69-70은 검사되는 스트레인의 모든 경우들에서 10dB 전송 딥과 비교하여 입증되는 실리콘-기반 센서의 성능을 도시한다. 감도는 도 69에 도시된다. 본 도면에서, Δf_0 는 하중 없는 공진 주파수와 관련된 공진 주파수의 편이로서 사용되고, F는 인가된 힘으로서 사용된다. 도 70 및 71은 비선형성-에러를 도시한다.

[0127] 도 72는 테이프-기반 가요성 센서의 S_{21} 파라미터들을 도시하며, 검사되는 스트레인의 상이한 경우들에 대해 전송 스펙트럼들에서 10dB보다 더 큰 딥을 나타낸다. 도 73은 Δf_0 대 F의 그래프를 도시한다. 그 다음, 하드웨어로서 사용되는 캐스트 폴리아미드 테스트 스틱의 Young의 계수를 사용하여, 마이크로스트레인이 결정되고 도 74에서 Δf_0 에 대하여 도시된다. 도 75에 도시된 것처럼 80 미만의 마이크로스트레인 비선형성-에러 및 도 76에서 알 수 있는 것처럼 3% 미만의 비선형성-에러가 존재한다. 전체적으로, 실리콘-기반 센서에 비해 테이프-기반 가요성 센서에서 보다 양호한 감도 및 보다 양호한 선형성이 존재할 수 있다.

[0128] 다양한 실시예들에서, 유도성으로-전력 공급되는 무선 센서는 몸체 내에 이식되는 하드웨어에 대한 스트레인을

모니터링하기 위해 사용될 수 있다. 1 cm^2 미만의 측방향 면적을 갖는 유도성으로-전력 공급되는 무선 센서는 약 500 MHz의 공진 주파수에서 동작할 수 있다. 그러한 센서는 연조직의 존재에서 4 kHz/kgf까지의 감도를 가질 수 있다. 다양한 실시예들에서, 유도성으로-전력 공급되는 무선 센서는 이러한 센서가 훌륭한 바이오-MEMS 디바이스가 되도록 하는 생체적합성인 물질들로 구성될 수 있다.

[0129] 도 77은 시스템(7700)의 일 실시예의 다양한 피쳐들의 블록도를 도시한다. 시스템(7700)은 사람과 같은 생물학적 대상물 내에 이식되는 유도성으로 전력 공급되는 센서의 프로빙(probing)을 제어하도록 구성될 수 있다. 이러한 제어되는 프로빙은 대상물 내에 이식된 하드웨어에서 스트레인의 변화들을 모니터링하기 위해 사용될 수 있으며, 여기서 하드웨어는 이에 부착된 센서를 갖는다. 사람 내부의 골절을 치료할 때, 치료 프로세스를 돋기 위한 이식된 플레이트는 하드웨어에서 스트레인의 후속적인 변화들에 스트레스를 덜 받는다. 하드웨어 스트레인의 변화들에 의해, 센서의 공진기 또는 공진기들의 공진 주파수의 편이로 나타나는 센서의 용량성 구조에 대한 변화들이 존재한다. 시스템(7700)은 시간에 따른 센서의 여기를 조정하고, 공진 주파수 데이터의 수집을 지시하며, 적절한 파라미터들, 교정 데이터, 및 수집된 데이터를 포함하는 관련 데이터를 저장하고, 골절부의 치료 뼈에 의해 지지되는 하중 및 하드웨어에 의해 지지되는 하중에서의 변화들과 관련하여 수집된 공진 주파수 데이터를 분석하기 위해 사용될 수 있다. 시스템(7700)은 도 19의 모니터링 시스템을 포함할 수 있다.

[0130] 시스템(7700)은 제어기(7705), 버스(7715), 메모리(7725), 장치(7735), 및 주변 디바이스들(7745)을 포함할 수 있다. 시스템(7700)은 시스템(7700)의 개별 컴포넌트들을 함께 결합하거나 또는 컴포넌트들을 종래의 기술들을 이용하여 하나 또는 다수의 유닛 내에 통합하는 것과 같은 다양한 방식들로 형성될 수 있다. 버스(7715)는 시스템(7700)의 다양한 컴포넌트들 간에 전기 전도성을 제공할 수 있다. 일 실시예에서, 버스(7715)는 각각 독립적으로 구성되는 어드레스 버스, 데이터 버스, 및 제어 버스를 포함한다. 대안적인 실시예에서, 버스(7715)는 하나 이상의 어드레스, 데이터, 또는 제어를 제공하기 위한 공통의 전도성 라인들을 사용하며, 그 사용은 제어기(7705)에 의해 조절된다.

[0131] 장치(7735)는 대상물 내에 이식되는 하드웨어 상의 센서에 전자기 탐침들(stimuli)을 생성하기 위한 프로브들을 포함할 수 있다. 탐침들은 센서에서 기동할 수 있다. 장치(7735)는 또한 탐침들에 응답하여 센서로부터 전자기 신호들을 수신하기 위한 수신기들을 포함할 수 있다. 장치(7735)는 센서로부터 수신되는 신호의 공진 주파수를 결정하기 위한 회로를 포함할 수 있다. 센서는 본 명세서에서 설명된 다양한 실시예들에 따라 달성될 수 있다.

[0132] 메모리(7725)는 시스템(7700)의 동작을 위한 명령들을 저장 및 수신하고 데이터를 저장 및 수신하기 위한 능력을 갖는 임의의 형태의 메모리를 포함할 수 있다. 메모리(7725)는 자성 메모리, 착탈식 메모리, 및 모든 형태의 반도체-기반 메모리를 포함할 수 있지만, 이들로 제한되지 않는다. 메모리(7725)는 시스템(7700)에 의해 수행될 때, 시스템(7700)으로 하여금 대상물의 골절의 치료의 모니터링 및 분석을 관리하기 위한 동작들을 수행하도록 하는 명령들을 저장하는 기계-판독가능 매체로서 배열될 수 있다. 명령들은 제어기(7705)에 의해 처리될 수 있다. 일 실시예에서, 제어기(7705)는 프로세서를 포함한다.

[0133] 다양한 실시예들에서, 주변 디바이스 또는 디바이스들(7745)은 버스(7715)에 연결된다. 주변 디바이스들(7745)은 키보드들, 디스플레이들, 이미징 디바이스들, 프린팅 디바이스들, 무선 디바이스들, 무선 인터페이스들(예, 무선 트랜시버들), 부가적인 저장 메모리, 및 제어기(7705) 또는 시스템(7700)의 다른 컴포넌트들과 연계하여 동작할 수 있는 제어 디바이스들을 포함할 수 있다.

[0134] 버스(7715)는 또한 전자 네트워크, 인터넷과 같은 공용 네트워크, 또는 회사 로컬 영역 네트워크(LAN) 또는 광역 네트워크(WAN)과 같은 사설 네트워크, 또는 가상 사설 네트워크에 연결하기 위해 전자 네트워크와 통신하도록 사용될 수 있는, 이더넷, USB, 또는 파이어와이어(Firewire)와 같은 통신 인터페이스를 포함하거나 통신 인터페이스에 연결될 수 있다. 다른 컴퓨터 시스템들은 또한 센서로부터 획득된 결과들을 원격 모니터링, 관찰, 및 분석하기 위해 이러한 시스템에 연결될 수 있다. 또한, 무선 통신 시스템이 사용될 수 있다.

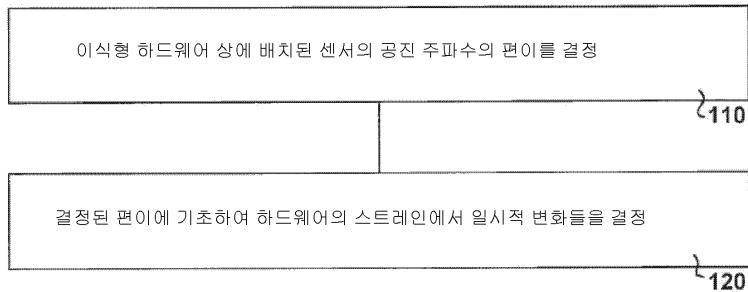
[0135] 더욱이, 본 명세서에서 제시된 시스템 및 네트워크는 본 발명을 구현하기 위해 필수적인 컴퓨터 데이터 및 전자 신호들을 제공할 뿐만 아니라 본 명세서에서 추가적으로 논의된 방법들, 시스템, 및 소프트웨어를 구현하기 위해, 통상의 당업자에 의해 프로그래밍 및 구성될 수 있다는 점을 인식해야 한다.

[0136] 특정 실시예들은 이식형 하드웨어에 관한 예시적인 실시예들을 참조로 본 명세서에서 설명 및 도시되었지만, 전술한 실시예들 및 기술들은 구조들에서 스트레스를 검출하는 것과 같은, 다른 모니터링 또는 진단 목적들을 위해 사용될 수 있다는 점은 통상의 당업자에 의해 고려될 것이다. 본 발명의 사상과 범주 내에서 본 개시물로부터

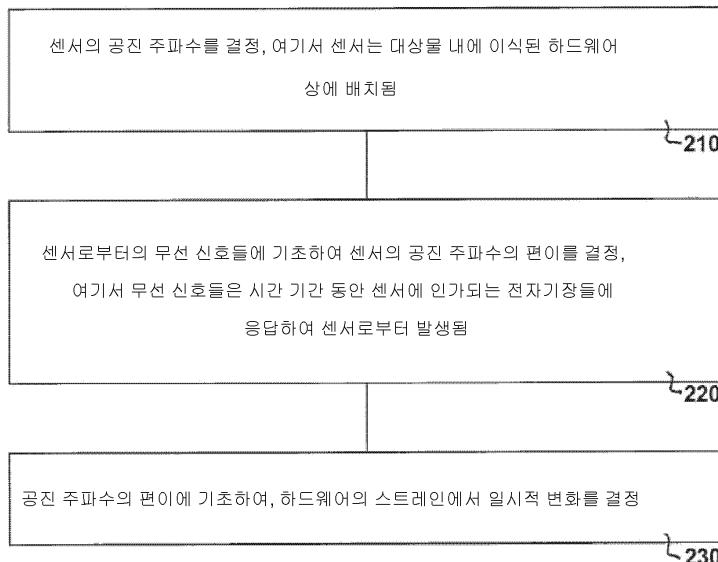
터 통상의 당업자에 의해 달성가능한 모든 변형들 및 등가물들은 본 발명의 추가적인 실시예들로서 포함되어야 한다. 상기 설명은 예시적으로 의도되고 제한적이지 않으며 본 명세서에서 사용된 용어 또는 어구는 설명의 목적을 위한 것이라는 점을 이해한다. 따라서 본 발명의 범주는 첨부된 청구범위에서 상술되는 바와 같이 정의되는 것이다.

도면

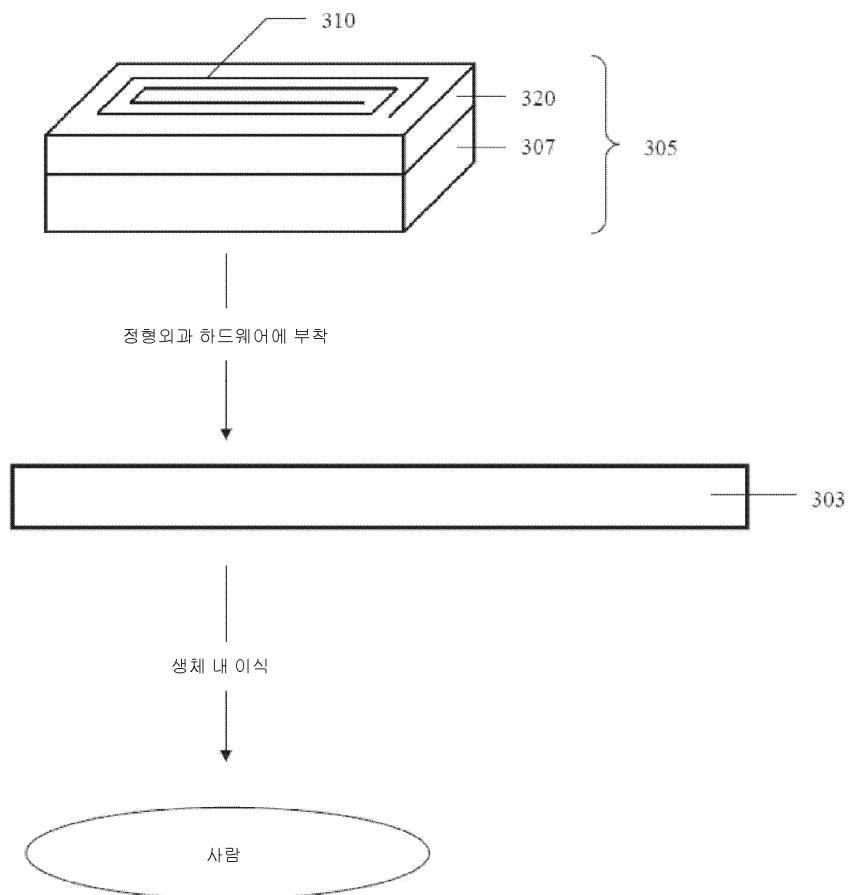
도면1



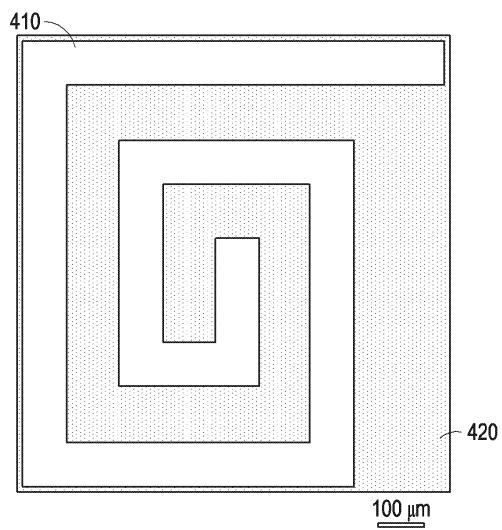
도면2



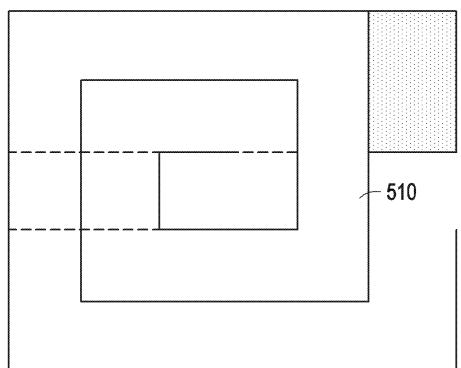
도면3



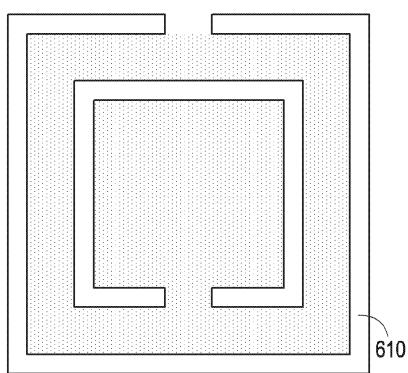
도면4



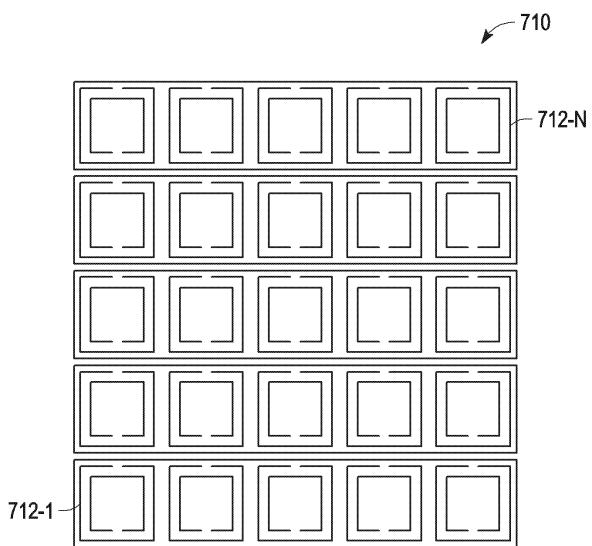
도면5



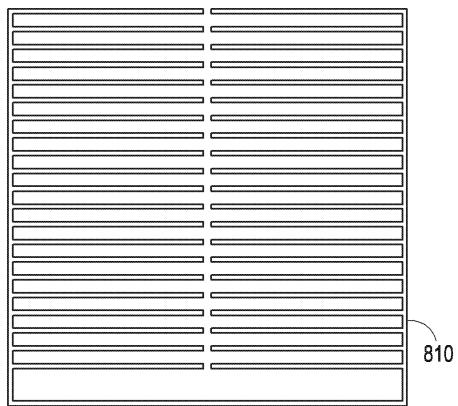
도면6



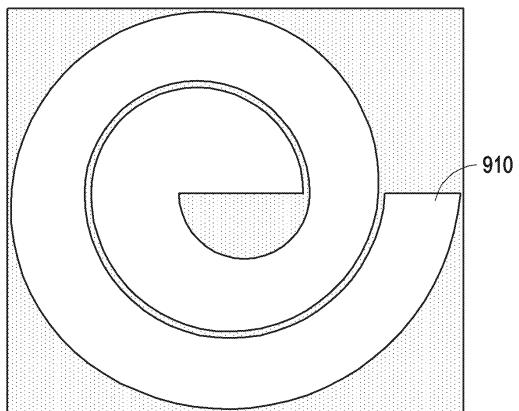
도면7



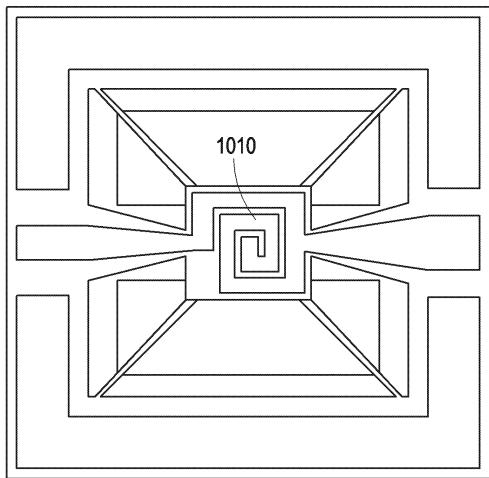
도면8



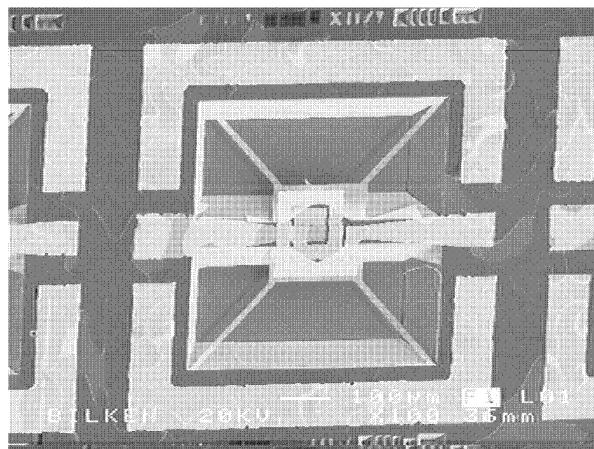
도면9



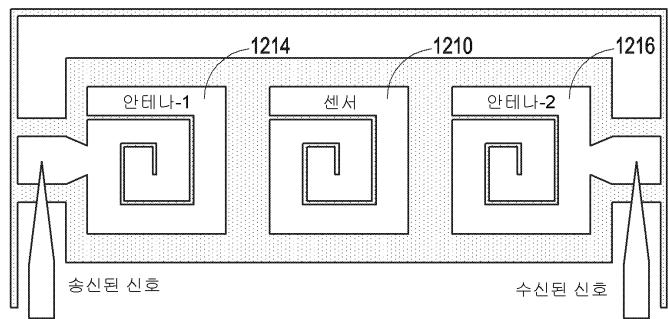
도면10



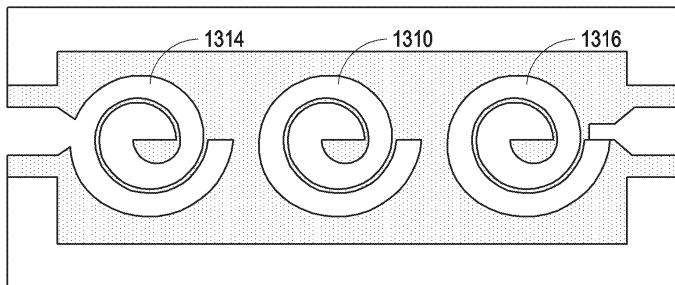
도면11



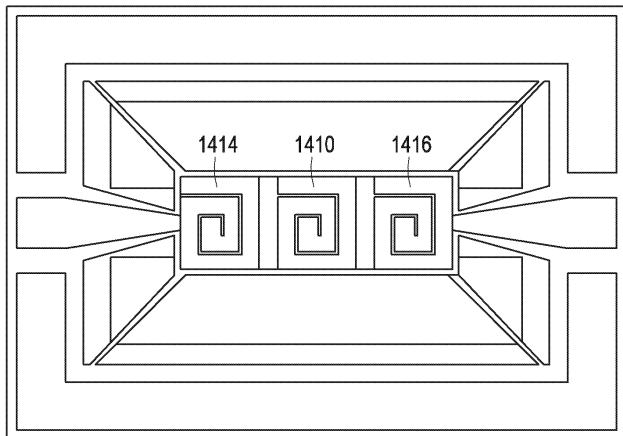
도면12



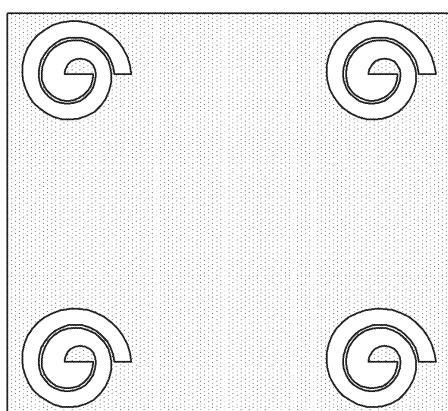
도면13



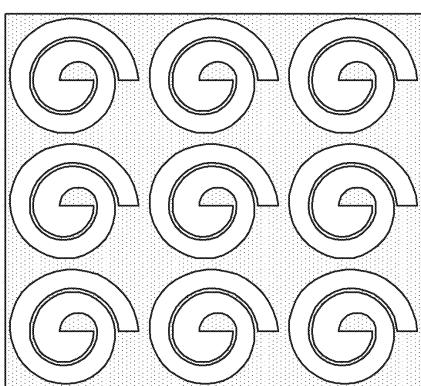
도면14



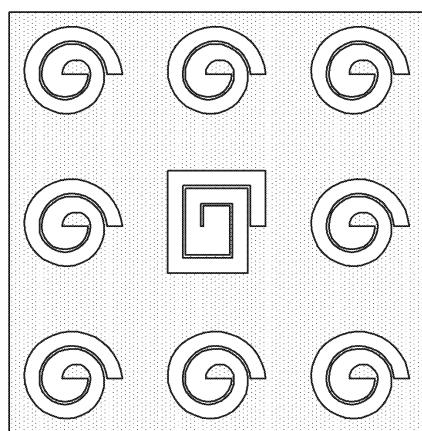
도면15



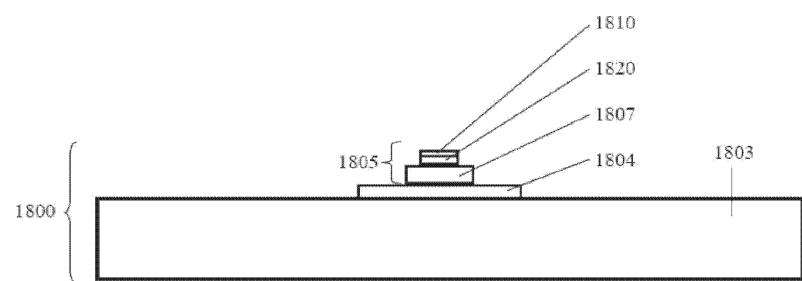
도면16



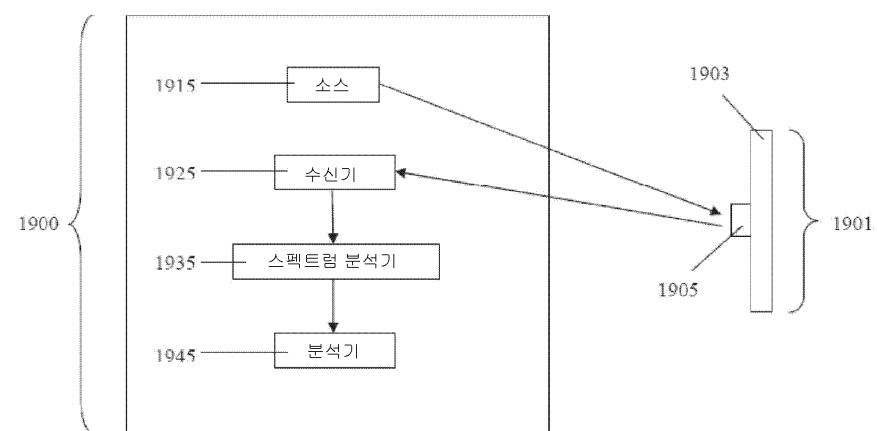
도면17



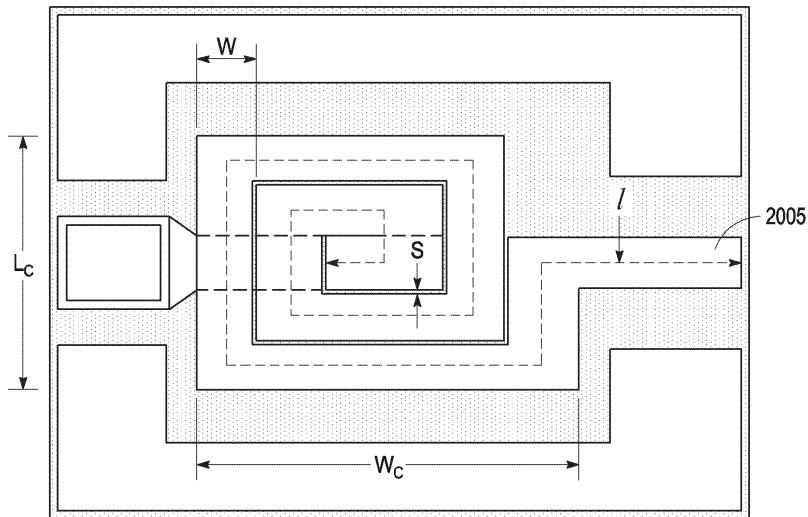
도면18



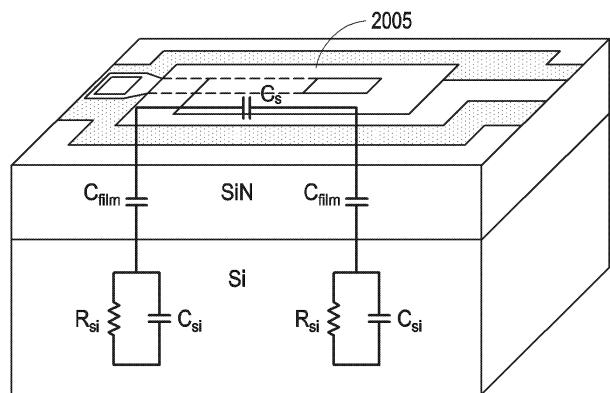
도면19



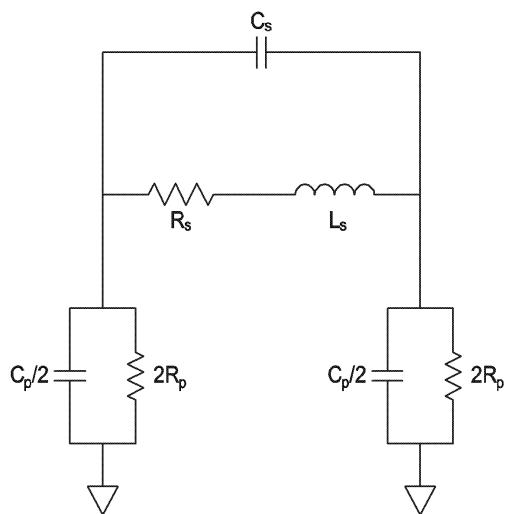
도면20



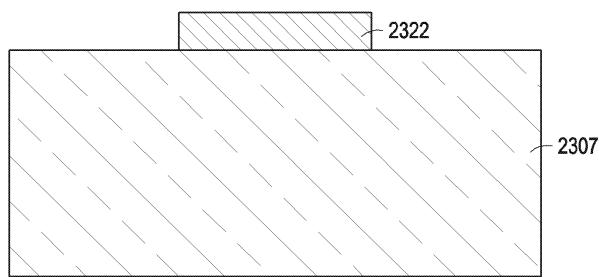
도면21



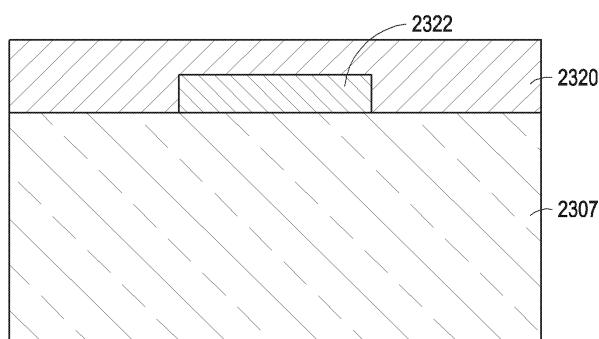
도면22



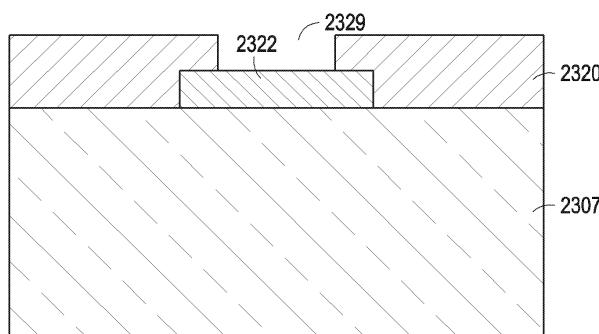
도면23



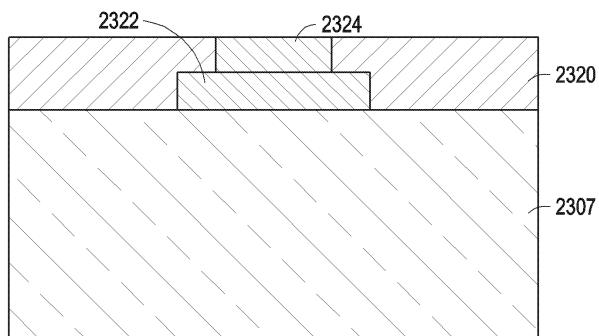
도면24



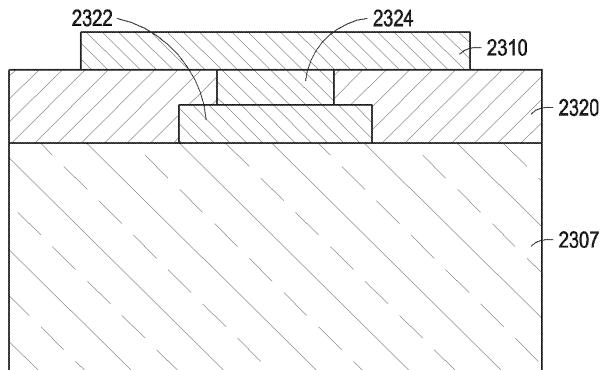
도면25



도면26



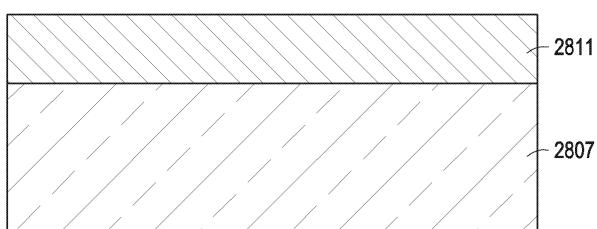
도면27



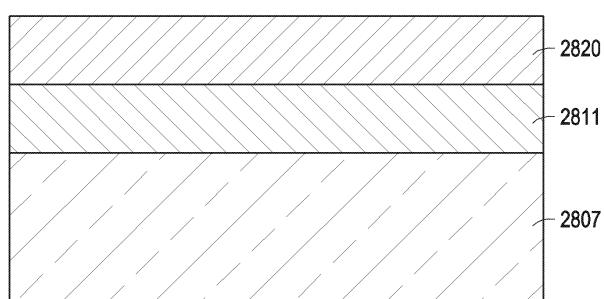
도면28



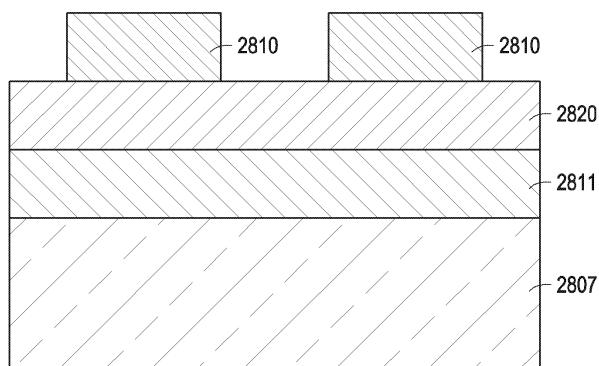
도면29



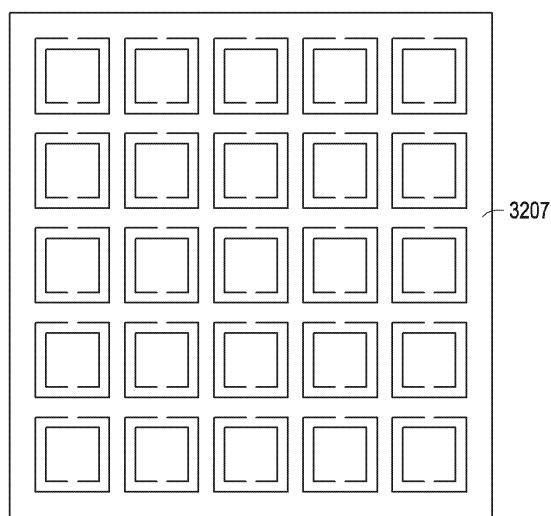
도면30



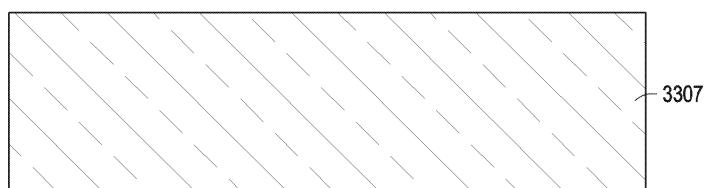
도면31



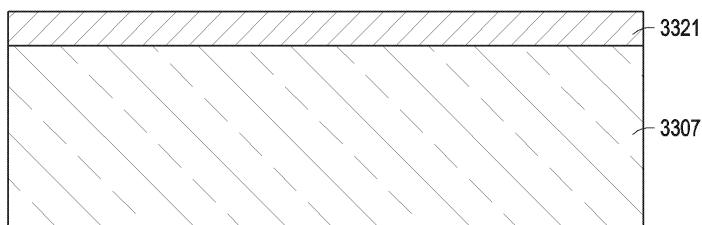
도면32



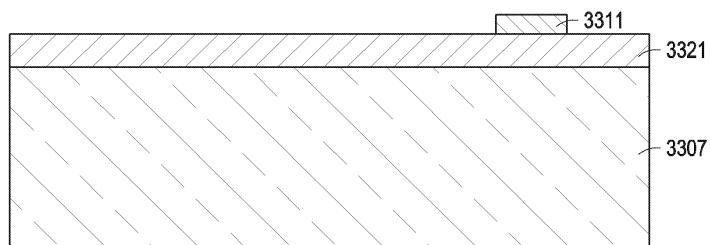
도면33



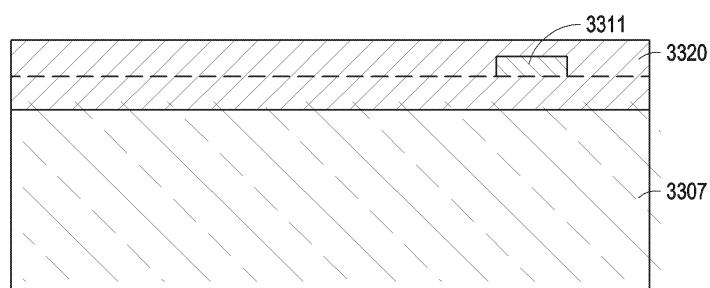
도면34



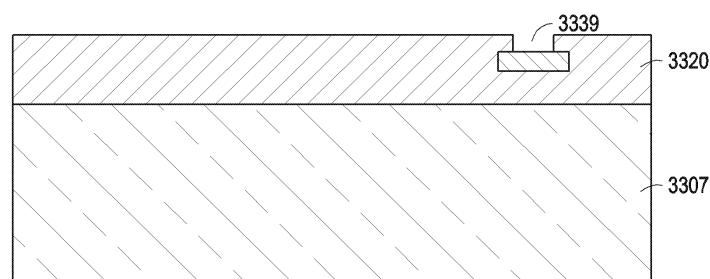
도면35



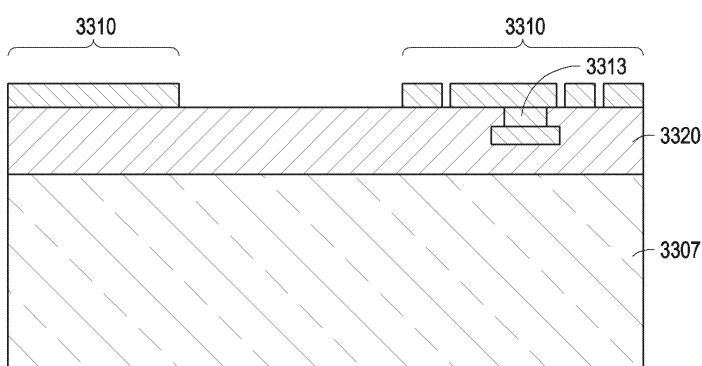
도면36



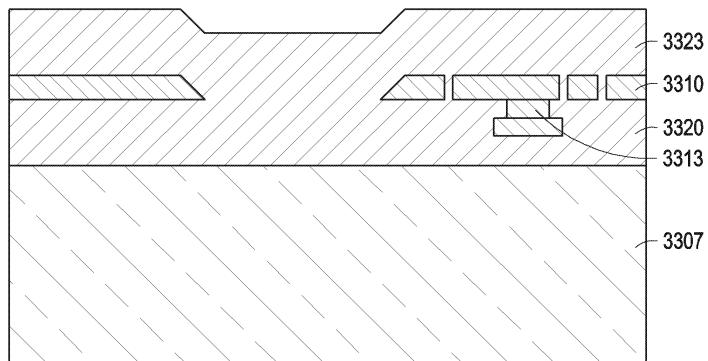
도면37



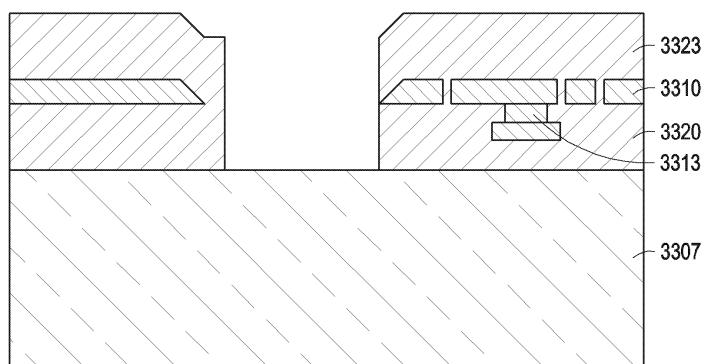
도면38



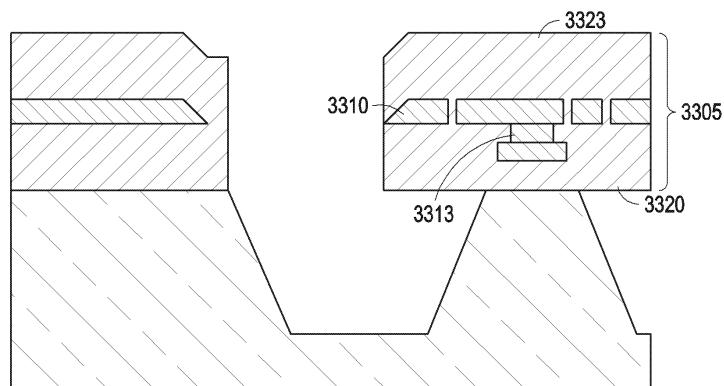
도면39



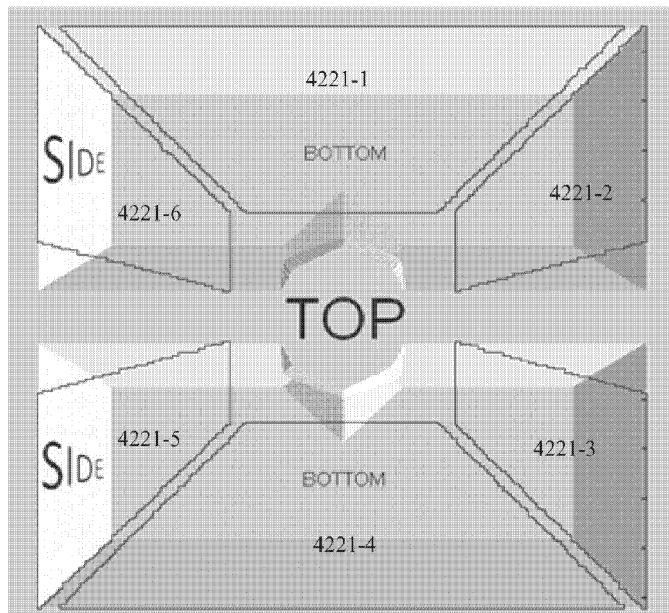
도면40



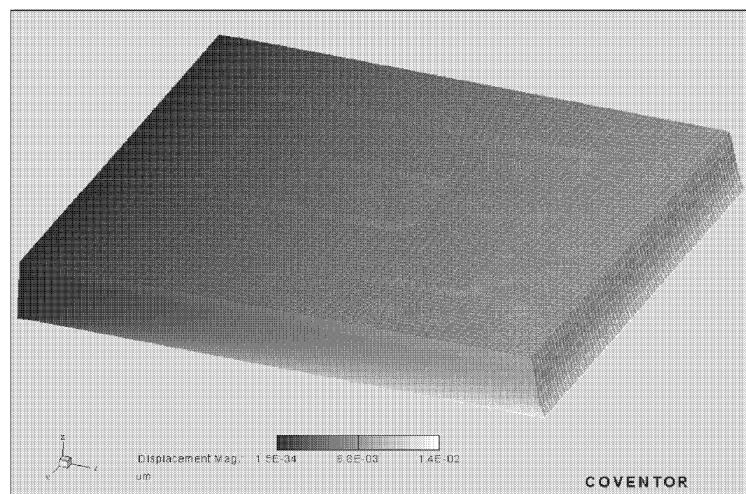
도면41



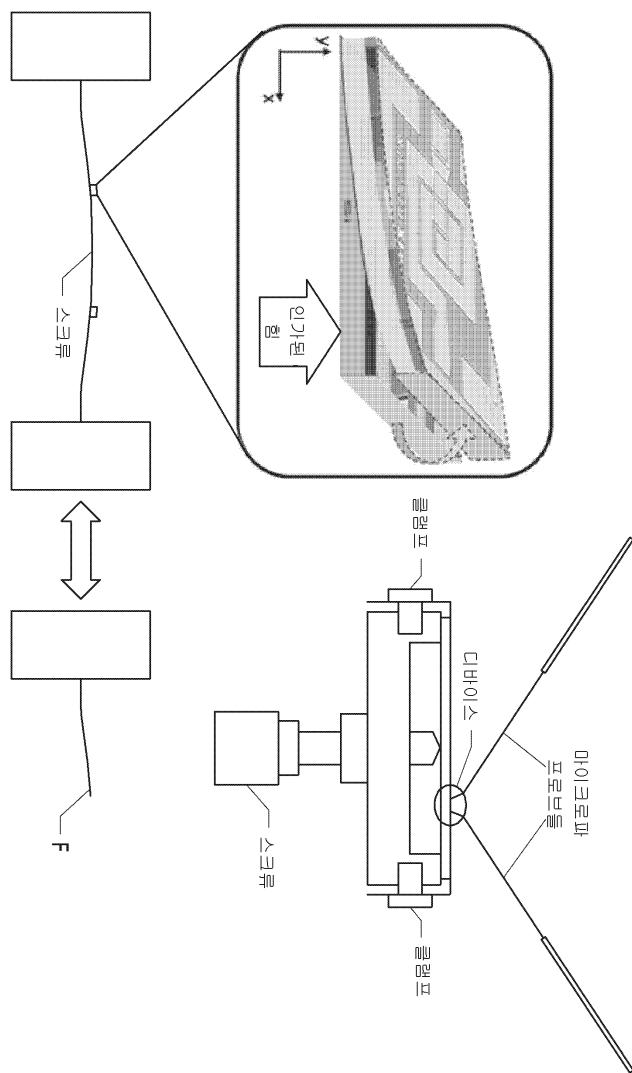
도면42



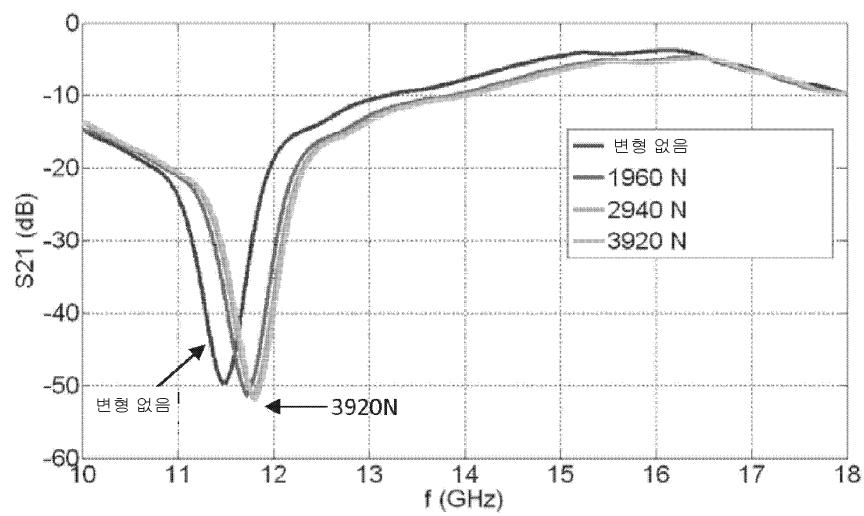
도면43



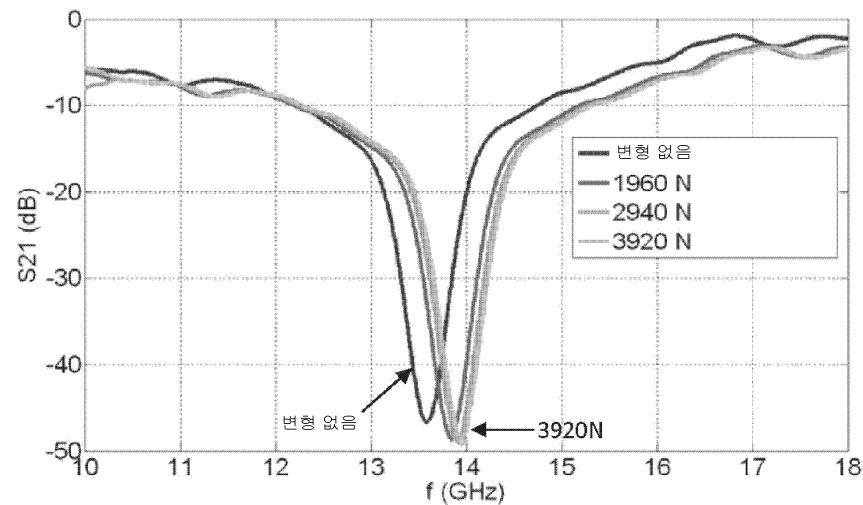
도면44



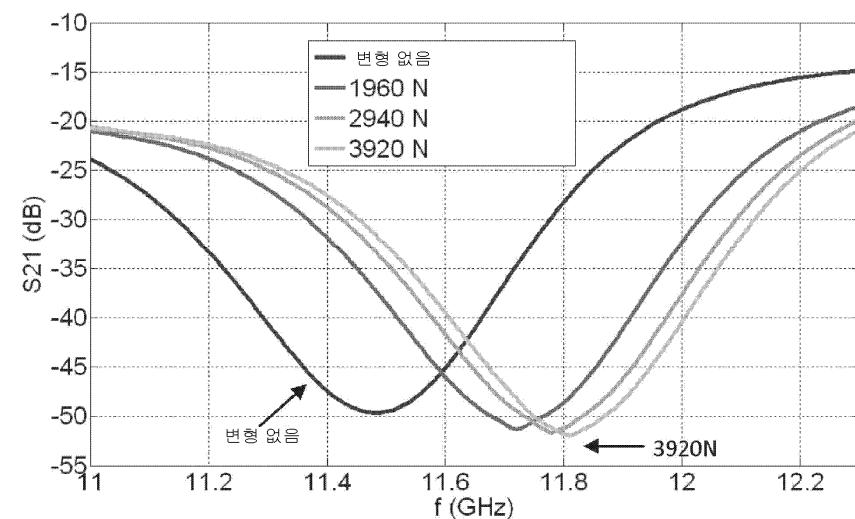
도면45



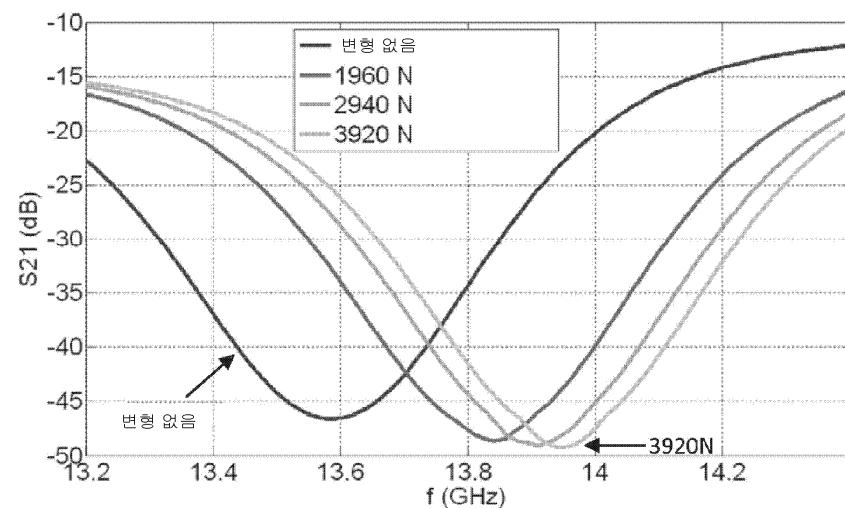
도면46



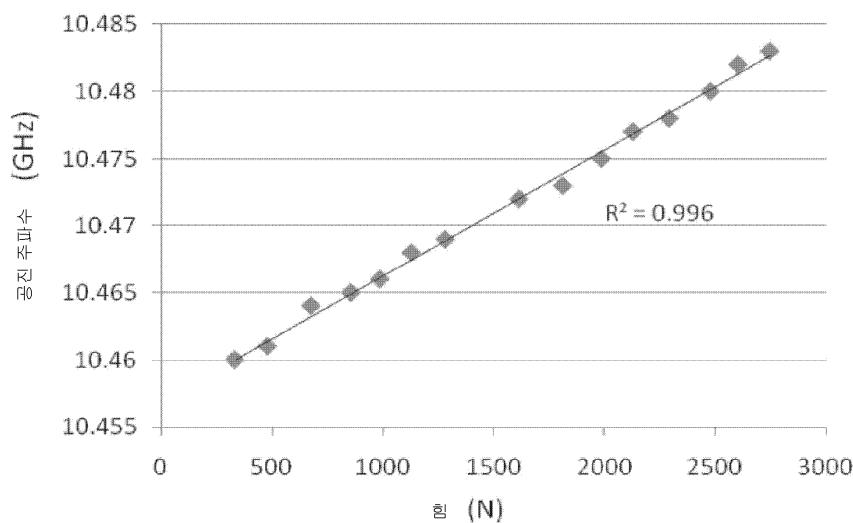
도면47



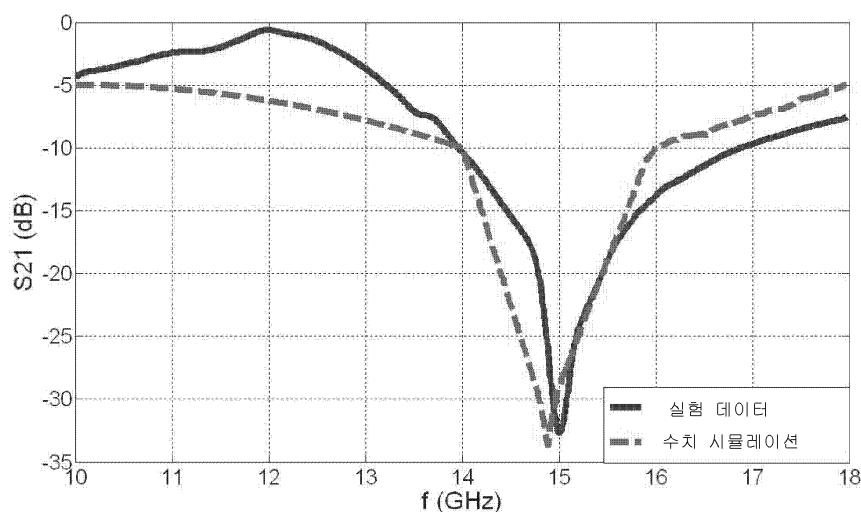
도면48



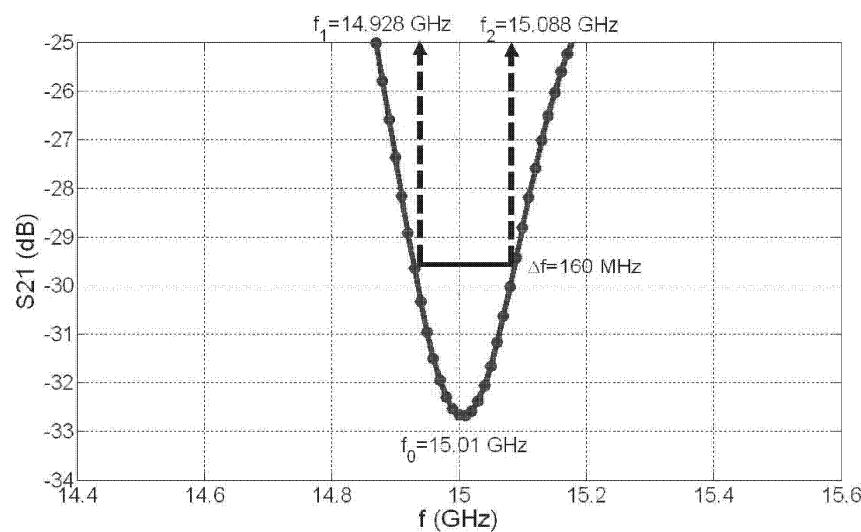
도면49



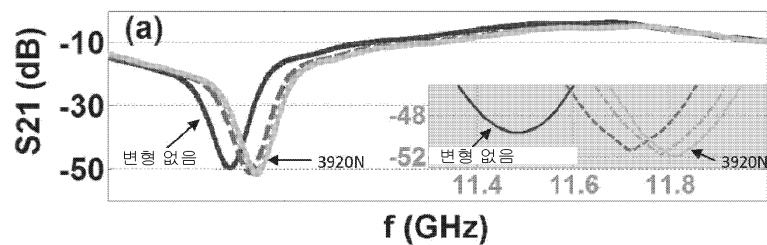
도면50



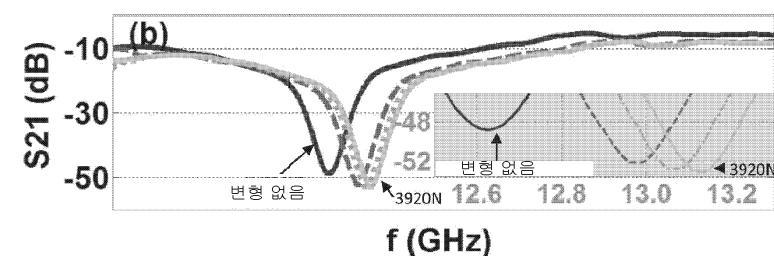
도면51



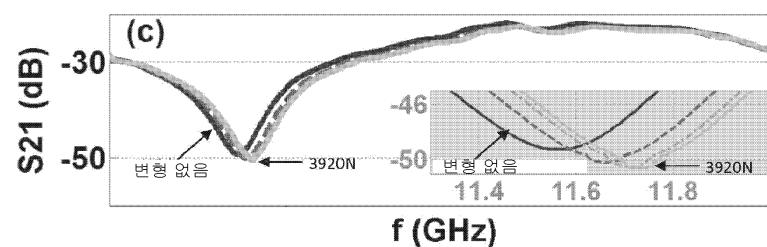
도면52



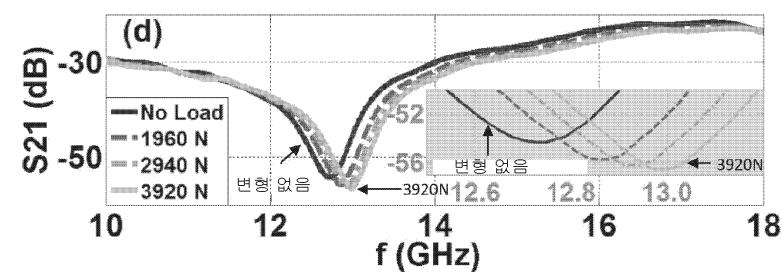
도면53



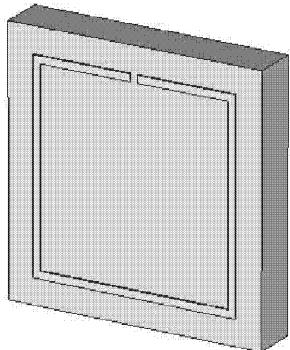
도면54



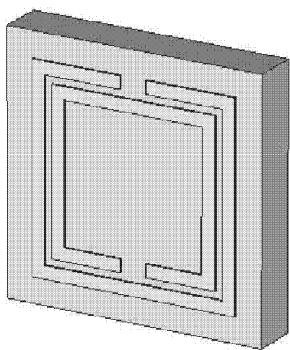
도면55



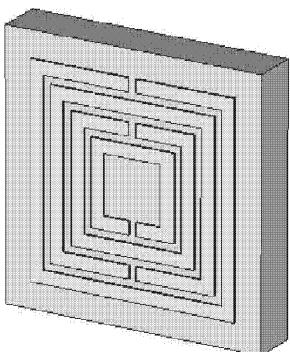
도면56



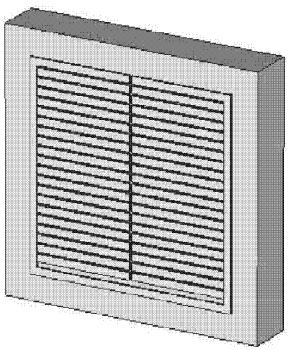
도면57



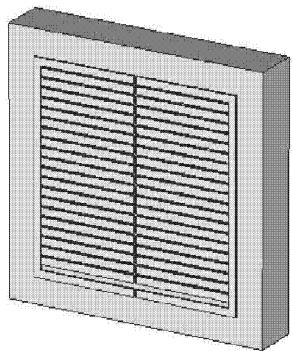
도면58



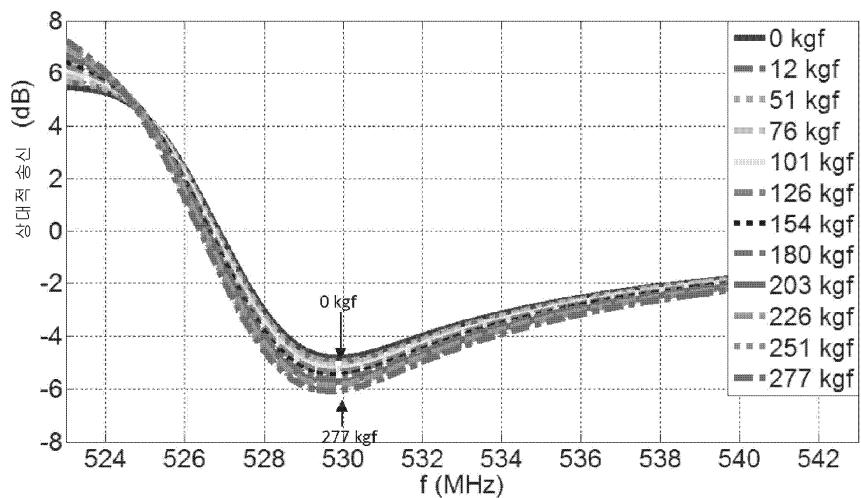
도면59



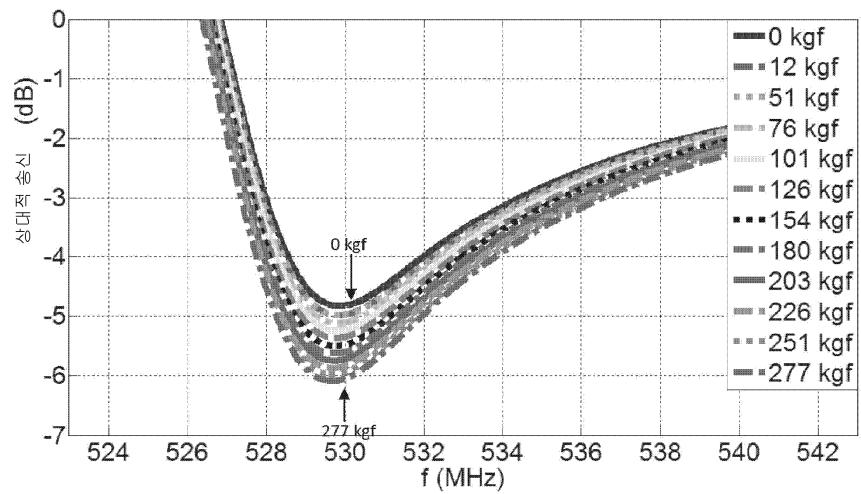
도면60



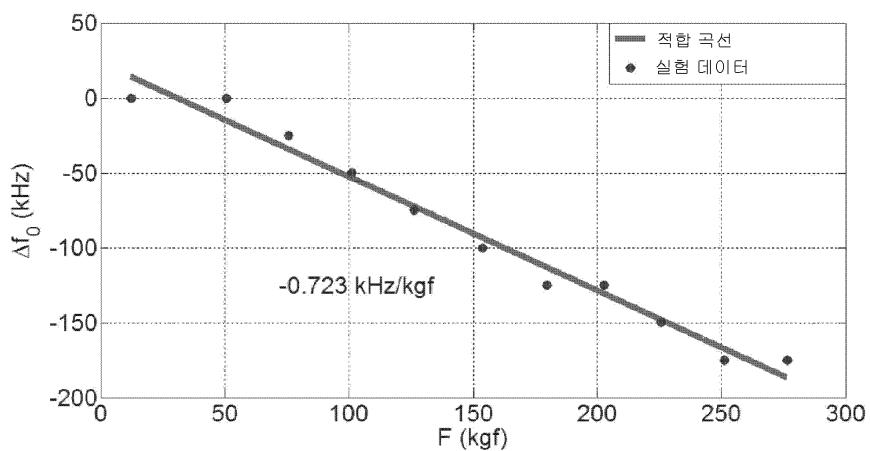
도면61



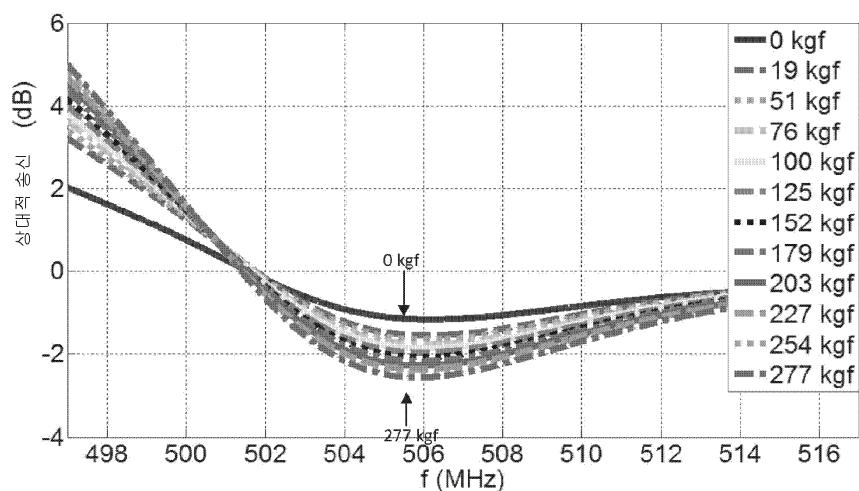
도면62



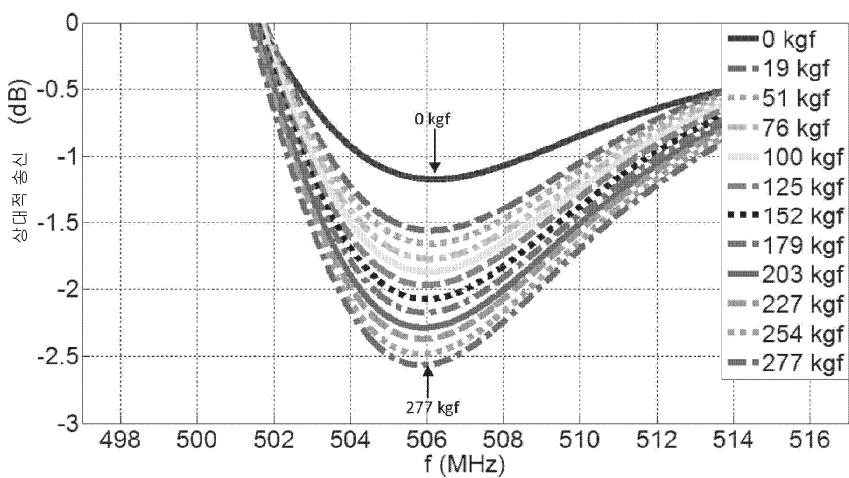
도면63



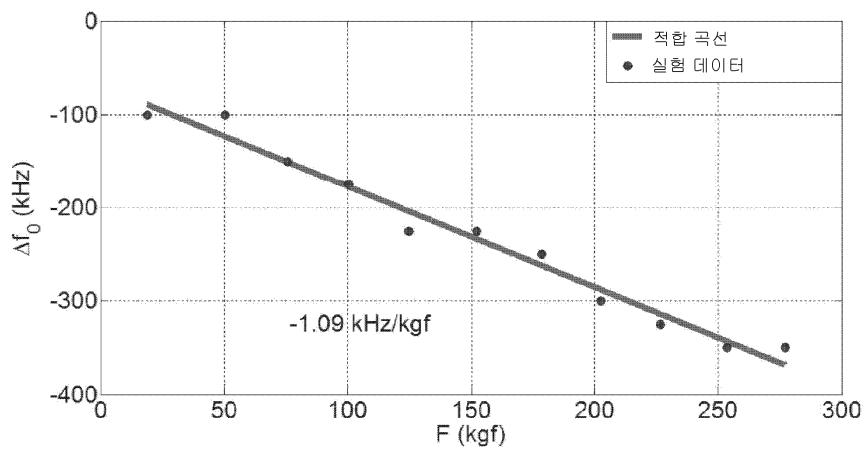
도면64



도면65



도면66



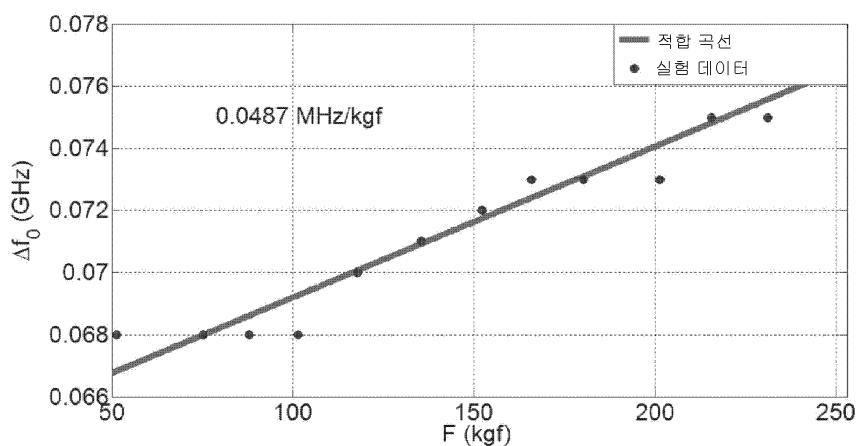
도면67



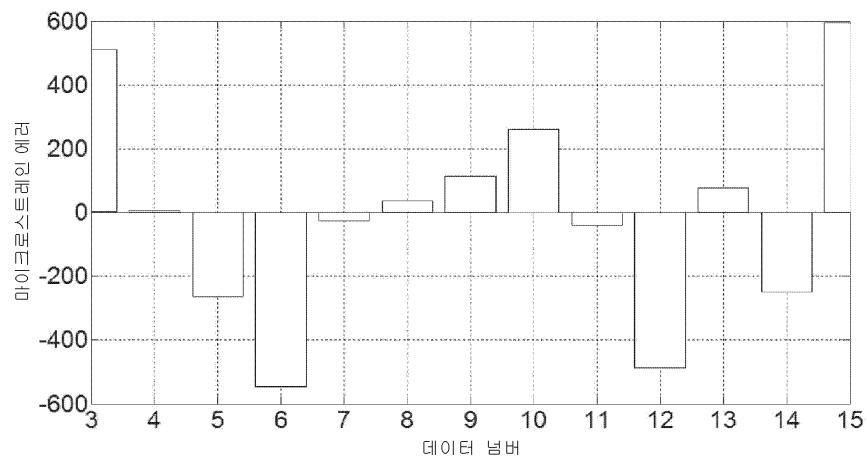
도면68



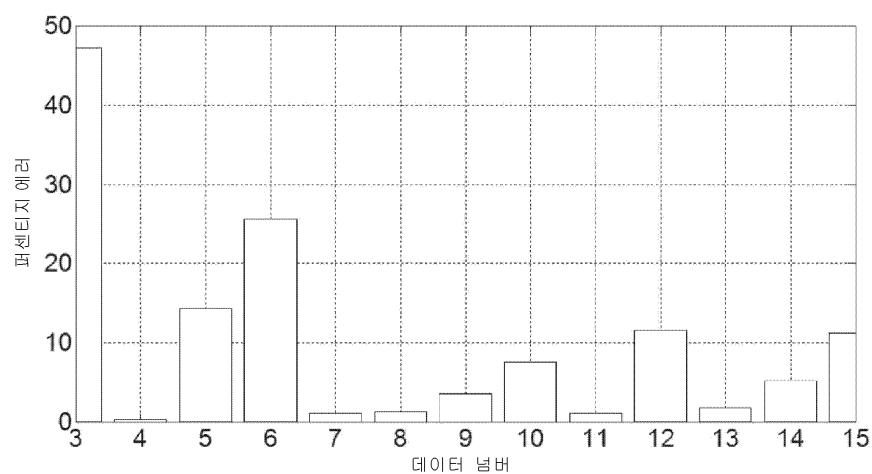
도면69



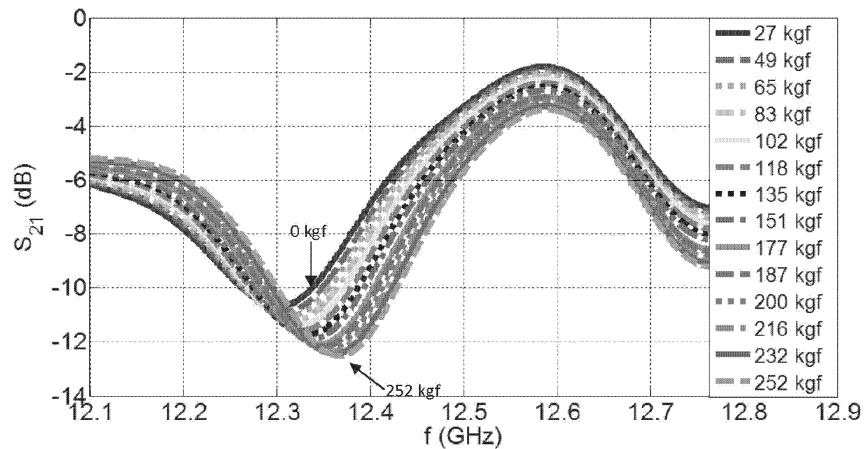
도면70



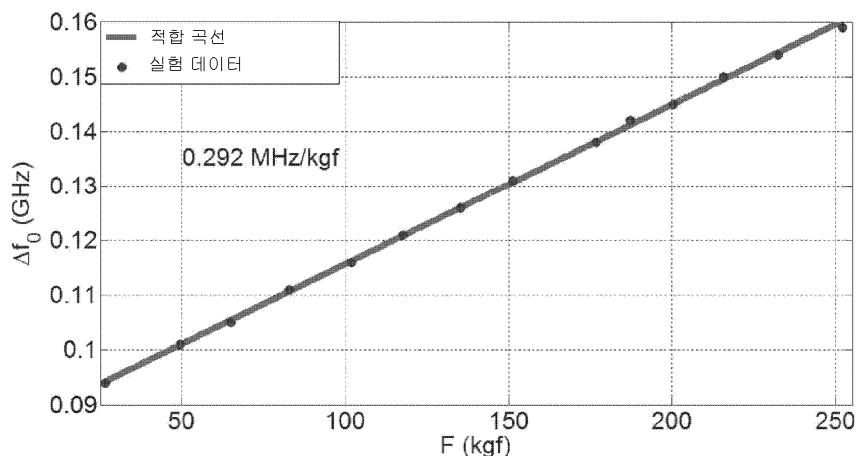
도면71



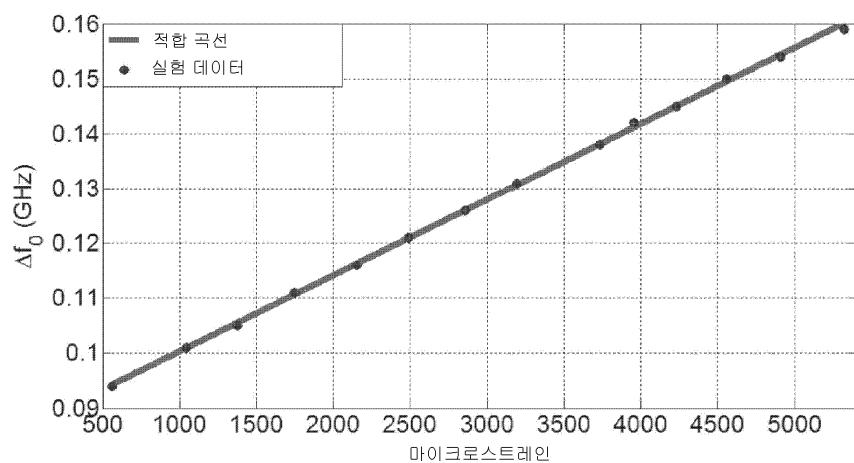
도면72



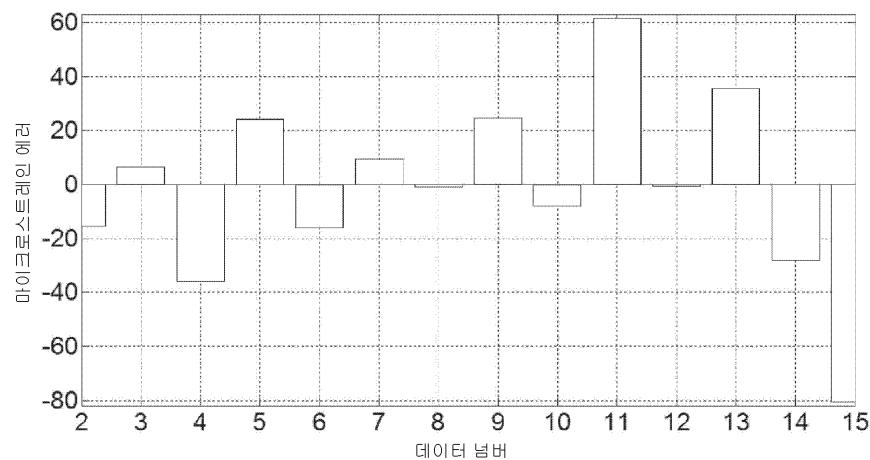
도면73



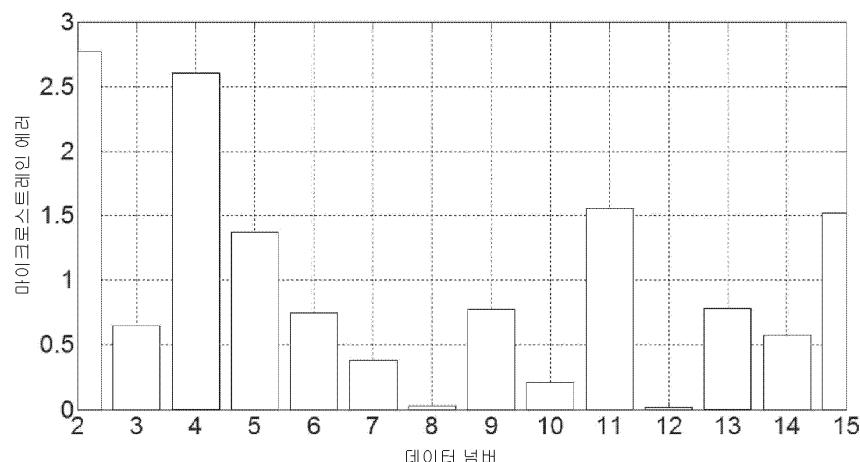
도면74



도면75



도면76



도면77

