



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년07월06일

(11) 등록번호 10-1533968

(24) 등록일자 2015년06월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

G06T 5/00 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0017102

(22) 출원일자 2014년02월14일

심사청구일자 2014년02월14일

(56) 선행기술조사문헌

JP2012050816 A

JP2009153918 A

KR1020100040354 A

JP20111251136 A

(73) 특허권자

서강대학교산학협력단

서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)

(72) 발명자

유양모

경기도 고양시 일산서구 후곡로 60 307동 101호((일산동, 후곡마을3단지아파트)

강진범

서울특별시 성북구 월곡로14길 26 107동 703호(하월곡동, 월곡래미안루나벨리아아파트)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인충현

전체 청구항 수 : 총 9 항

심사관 : 김광식

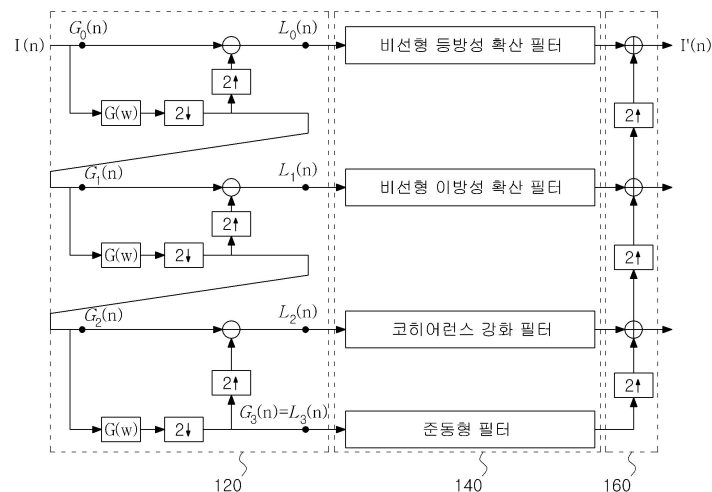
(54) 발명의 명칭 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법 및 시스템

(57) 요약

본 발명은 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법 및 시스템에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 영상분해부가 외부로부터 초음파 의료 영상을 수신하고, 수신한 초음파 의료 영상을 서로 다른 영상 특징을 갖도록 복수 개의 스케일 영역으로 분해하는 단계; 필터부가 분해된 복수 개의 스케일 영역에 대하여 서로 다른 필터링을 수행하는 단계; 및 영상합성부가 필터링된 복수 개의 스케일 영역을 합성하여 초음파 의료 영상을 재구성하는 단계;를 포함한다.

이러한 구성에 의해, 본 발명의 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법 및 시스템은 초음파 의료 영상을 멀티 스케일로 분해한 후, 서로 다른 필터링 처리를 통해 스펙클 잡음을 제거하여 초음파 의료 영상의 화질을 개선할 수 있는 효과가 있다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

김민

서울특별시 중구 만리재로 185 103-1002(만리동2가)

장진호

서울특별시 양천구 목동동로 130 1429동 503호(신정동, 목동신시가지아파트14단지)

송태경

서울특별시 종로구 평창문화로 156 101동 703호(평창동, 평창동 롯데캐슬 로잔)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2013K000421
부처명 미래창조과학부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 신기술융합형성장동력사업
연구과제명 고성능 3차원 유방 초음파 영상 및 생검 시스템 개발
기 여 율 1/2
주관기관 서강대학교 산학협력단
연구기간 2009.07.10 ~ 2014.06.30

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 NIPA-2014-H0401-14-1002
부처명 미래창조과학부
연구관리전문기관 정보통신산업진흥원
연구사업명 IT융합 고급인력과정 지원사업
연구과제명 현장진료를 위한 IT융합 휴대용 초음파 영상 시스템 개발
기 여 율 1/2
주관기관 서강대학교 산학협력단
연구기간 2012.06.01 ~ 2015.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

영상분해부가 외부로부터 초음파 의료 영상을 수신하고, 수신한 초음파 의료 영상을 서로 다른 영상 특징을 갖도록 복수 개의 스케일 영역으로 분해하는 단계;

필터부가 분해된 복수 개의 스케일 영역에 대하여 서로 다른 필터링을 수행하는 단계; 및

영상합성부가 필터링된 복수 개의 스케일 영역을 합성하여 초음파 의료 영상을 재구성하는 단계;

를 포함하되,

상기 영상분해부가 초음파 의료 영상을 수신하여 복수 개의 스케일 영역으로 분해하는 단계는

외부로부터 초음파 의료 영상을 수신하는 과정;

수신한 초음파 의료 영상에 대하여 가우시안 로우패스(Gaussian lowpass) 필터링을 수행하는 과정;

로우패스 필터링된 초음파 의료 영상에 대하여 영상 크기 감소를 위한 다운 샘플링을 수행하는 과정;

다운 샘플링된 초음파 의료 영상을 업샘플링하는 과정; 및

업샘플링된 초음파 의료 영상과 처음 수신한 초음파 의료 영상간 특성 차이에 기초하여 스케일 영역을 생성하는 과정;

을 포함하는 것을 특징으로 하는 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 영상분해부가 초음파 의료 영상을 수신하여 복수 개의 스케일 영역으로 분해하는 단계는

수신한 초음파 의료 영상에 대하여 라플라시안 피라미드(Laplacian pyramid) 변환을 통해 복수 개의 스케일 영역으로 분해하는 것을 특징으로 하는 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법.

청구항 3

삭제

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 복수 개의 스케일 영역은

스케일 영역간 서로 다른 주파수 성분 특징을 갖도록 분해된 것을 특징으로 하는 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 필터부가 분해된 복수 개의 스케일 영역에 대하여 서로 다른 필터링을 수행하는 단계는

분해된 복수 개의 스케일 영역 중 고주파 성분으로 이루어지는 제1 스케일 영역에 대하여 스펙클 잡음(speckle noise) 제거를 위한 비선형 등방성 확산(nonlinear isotropic diffusion) 필터링을 수행하는 제1 과정;

상기 복수 개의 스케일 영역 중 제2 스케일 영역에 대하여 에지 강화 및 스펙클 잡음 제거를 위한 비선형 이방성 확산(nonlinear anisotropic diffusion) 필터링을 수행하는 제2 과정;

상기 복수 개의 스케일 영역 중 제3 스케일 영역에 대하여 영상의 특징 강화 및 스펙클 잡음 제거를 위한 코히어런스 강화(coherence enhancement) 필터링을 수행하는 제3 과정; 및

상기 복수 개의 스케일 영역 중 저주파 성분으로 이루어지는 제4 스케일 영역에 대하여 국부 대조도 강화 및 스펙클 잡음 제거를 위한 준동형(homomorphic) 필터링을 수행하는 제4 과정;

중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 제1 과정은

상기 제1 스케일 영역에 대한 비선형 등방성 확산 필터링의 수행 시, 가중치를 반영하는 것을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법.

청구항 7

제1항 내지 제4항 및 제6항 내지 제8항 중 어느 한 항에 따른 방법을 컴퓨터로 실행하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터 판독가능 기록매체.

청구항 8

외부로부터 초음파 의료 영상을 수신하고, 수신한 초음파 의료 영상을 서로 다른 영상 특징을 갖도록 복수 개의 스케일 영역으로 분해하는 영상분해부;

분해된 복수 개의 스케일 영역에 대하여 서로 다른 필터링을 수행하는 필터부; 및

필터링된 복수 개의 스케일 영역을 합성하여 초음파 의료 영상을 재구성하는 영상합성부;

를 포함하되,

상기 영상분해부는

외부로부터 초음파 의료 영상을 수신하고, 수신한 초음파 의료 영상에 대하여 가우시안 로우패스(Gaussian lowpass) 필터링을 수행하며, 로우패스 필터링된 초음파 의료 영상에 대하여 다운 샘플링을 수행한 후, 다운 샘플링된 초음파 의료 영상을 업샘플링하고, 업샘플링된 초음파 의료 영상과 처음 수신한 초음파 의료 영상간 특성 차이에 기초하여 스케일 영역을 생성하는 과정을 반복 수행하는 것을 특징으로 하는 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 영상분해부는

초음파 의료 영상을 수신한 후, 수신한 초음파 의료 영상에 대하여 라플라시안 피라미드(Laplacian pyramid) 변환을 통해 복수 개의 스케일 영역으로 분해하는 것을 특징으로 하는 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 시스템.

청구항 10

삭제

청구항 11

제8항에 있어서,

상기 필터부는

상기 복수 개의 스케일 영역 중 고주파 성분으로 이루어지는 제1 스케일 영역에 대하여 스펙클 잡음(speckle noise)을 제거하는 비선형 등방성 확산(nonlinear isotropic diffusion) 필터;

상기 복수 개의 스케일 영역 중 제2 스케일 영역에 대하여 에지를 강화하고, 스펙클 잡음을 제거하는 비선형 이방성 확산(nonlinear anisotropic diffusion)필터;

상기 복수 개의 스케일 영역 중 제3 스케일 영역에 대하여 영상의 특징을 강화하고, 스펙클 잡음을 제거하는 코히어런스 강화(coherence enhancement) 필터; 및

상기 복수 개의 스케일 영역 중 저주파 성분으로 이루어지는 제4 스케일 영역에 대하여 국부 대조도를 강화하고, 스펙클 잡음을 제거하는 준동형(homomorphic) 필터;

중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법 및 시스템에 관한 것으로, 특히 진단을 위해 환부를 촬영한 초음파 의료 영상 내 존재하는 스펙클 잡음을 제거하여 초음파 의료 영상의 화질을 개선하는 멀티스케일 기반 초음파 의료영상의 화질 개선 방법 및 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근 들어, 의료 분야에서 보다 정확한 의료 정보를 획득하기 위해 진단 의료 영상 기술에 대한 급격한 발전이 요구되고 있다. 이러한 진단 의료 영상 중 초음파 의료 영상은 초음파를 이용하여 환자의 인체 내 근육, 힘줄, 장기의 크기 및 구조, 병리학적 손상 여부를 실시간으로 촬영하여 단층 영상으로 가시화한 영상을 나타낸다.

[0003] 이러한 초음파 의료 영상은 대상물에 프로브를 대고 초음파를 발생시켜 반사된 초음파를 수신한 후 영상을 구성하는데, 이러한 초음파 의료 영상은 초음파를 발생시키면 매우 짧은 시간안에 음파가 매질 속을 지나가고, 음향 임피던스가 다른 두 매질 사이를 지날 때 반사파가 발생하며, 이때 반사파를 측정하여 반사음이 되돌아올 때까지 시간을 통해 거리를 역산하고, 이에 기초하여 영상을 구성한다.

[0004] 하지만 이러한 초음파 의료 영상에는 미소한 요철이 있는 표면에 레이저광과 같은 코히어런트한 빛을 대면 산란된 빛이 간섭하여 반점성의 모양인 스펙클 잡음이 발생한다. 이와 같이 발생된 스펙클 잡음으로 인하여 초음파 의료 영상의 화질이 흐려지게 되므로, 초음파 의료 영상을 이용한 정확한 의료 진단이 어려운 문제점이 발생했다.

선행기술문헌

특허문헌

[0005] (특허문헌 0001) KR 10-2010-0040354 (2차원 초음파 영상의 화질 개선 방법, 주식회사 메디슨) 2010.04.20.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0006] 상기와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위해, 본 발명은 의료 진단 시 사용되는 초음파 의료 영상의 화질을 개선하여 보다 정확한 의료 진단을 수행하도록 하는 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법 및 시스템을 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

- [0007] 위와 같은 과제를 해결하기 위한 본 발명의 한 실시 예에 따른 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법은 영상분해부가 외부로부터 초음파 의료 영상을 수신하고, 수신한 초음파 의료 영상을 서로 다른 영상 특징을 갖도록 복수 개의 스케일 영역으로 분해하는 단계; 필터부가 분해된 복수 개의 스케일 영역에 대하여 서로 다른 필터링을 수행하는 단계; 및 영상합성부가 필터링된 복수 개의 스케일 영역을 합성하여 초음파 의료 영상을 재구성하는 단계;를 포함한다.
- [0008] 보다 바람직하게는 수신한 초음파 의료 영상에 대하여 라플라시안 피라미드(Laplacian pyramid) 변환을 통해 복수 개의 스케일 영역으로 분해하는 영상분해부가 초음파 의료 영상을 수신하여 복수 개의 스케일 영역으로 분해하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0009] 보다 바람직하게는 외부로부터 초음파 의료 영상을 수신하는 과정; 수신한 초음파 의료 영상에 대하여 가우시안 로우패스(Gaussian lowpass) 필터링을 수행하는 과정; 로우패스 필터링된 초음파 의료 영상에 대하여 영상 크기 감소를 위한 다운 샘플링을 수행하는 과정; 다운 샘플링된 초음파 의료 영상을 업샘플링하는 과정; 및 업샘플링된 초음파 의료 영상과 처음 수신한 초음파 의료 영상간 특성 차이에 기초하여 스케일 영역을 생성하는 과정;을 포함하는 영상분해부가 초음파 의료 영상을 수신하여 복수 개의 스케일 영역으로 분해하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0010] 스케일 영역간 서로 다른 주파수 성분 특징을 갖도록 분해되는 복수 개의 스케일 영역을 포함할 수 있다.
- [0011] 보다 바람직하게는 분해된 복수 개의 스케일 영역 중 고주파 성분으로 이루어지는 제1 스케일 영역에 대하여 스펙클 잡음(speckle noise) 제거를 위한 비선형 등방성 확산(nonlinear isotropic diffusion) 필터링을 수행하는 제1 과정; 상기 복수 개의 스케일 영역 중 제2 스케일 영역에 대하여 에지 강화 및 스펙클 잡음 제거를 위한 비선형 이방성 확산(nonlinear anisotropic diffusion) 필터링을 수행하는 제2 과정; 상기 복수 개의 스케일 영역 중 제3 스케일 영역에 대하여 영상의 특징 강화 및 스펙클 잡음 제거를 위한 코히어런스 강화(coherence enhancement) 필터링을 수행하는 제3 과정; 및 상기 복수 개의 스케일 영역중 저주파 성분으로 이루어지는 제4 스케일 영역에 대하여 국부 대조도 강화 및 스펙클 잡음 제거를 위한 준동형(homomorphic) 필터링을 수행하는 제4 과정; 중 적어도 하나를 포함하는 필터부가 분해된 복수 개의 스케일 영역에 대하여 서로 다른 필터링을 수행하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0012] 특히, 상기 제1 스케일 영역에 대한 비선형 등방성 확산 필터링의 수행 시, 가중치를 반영하는 것을 더 포함하는 제1 과정을 포함할 수 있다.
- [0013] 위와 같은 과제를 해결하기 위한 본 발명의 다른 실시 예에 따른 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 시스템은 외부로부터 초음파 의료 영상을 수신하고, 수신한 초음파 의료 영상을 서로 다른 영상 특징을 갖도록 복수 개의 스케일 영역으로 분해하는 영상분해부; 분해된 복수 개의 스케일 영역에 대하여 서로 다른 필터링을 수행하는 필터부; 및 필터링된 복수 개의 스케일 영역을 합성하여 초음파 의료 영상을 재구성하는 영상합성부;를 포함한다.
- [0014] 보다 바람직하게는 초음파 의료 영상을 수신한 후, 수신한 초음파 의료 영상에 대하여 라플라시안 피라미드(Laplacian pyramid) 변환을 통해 복수 개의 스케일 영역으로 분해하는 영상분해부를 포함할 수 있다.
- [0015] 특히, 외부로부터 초음파 의료 영상을 수신하고, 수신한 초음파 의료 영상에 대하여 가우시안 로우패스(Gaussian lowpass) 필터링을 수행하며, 로우패스 필터링된 초음파 의료 영상에 대하여 다운 샘플링을 수행한 후, 다운 샘플링된 초음파 의료 영상을 업샘플링하고, 업샘플링된 초음파 의료 영상과 처음 수신한 초음파 의료 영상간 특성 차이에 기초하여 스케일 영역을 생성하는 과정을 반복 수행하는 영상분해부를 포함할 수 있다.

[0016] 보다 바람직하게는 상기 복수 개의 스케일 영역 중 고주파 성분으로 이루어지는 제1 스케일 영역에 대하여 스펙클 잡음(speckle noise)을 제거하는 비선형 등방성 확산(nonlinear isotropic diffusion) 필터; 상기 복수 개의 스케일 영역 중 제2 스케일 영역에 대하여 에지 강화 및 스펙클 잡음을 제거하는 비선형 이방성 확산(nonlinear anisotropic diffusion) 필터; 상기 복수 개의 스케일 영역 중 제3 스케일 영역에 대하여 영상의 특징을 강화하는 코히어런스 강화(coherence enhancement) 필터; 및 상기 복수 개의 스케일 영역 중 저주파 성분으로 이루어지는 제4 스케일 영역에 대하여 국부 대조도를 강화 및 스펙클 잡음을 제거하는 준동형(homomorphic) 필터; 중 적어도 하나를 포함하는 필터부를 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0017] 본 발명의 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법 및 시스템은 입력받은 초음파 의료 영상을 멀티스케일로 분해한 후, 분해된 멀티스케일에 서로 다른 필터링 처리를 통해 스펙클 잡음을 제거하여 초음파 의료 영상의 화질을 개선할 수 있는 효과가 있다.

[0018] 또한 본 발명의 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법 및 시스템은 초음파 의료 영상에 대한 스펙클 잡음을 제거함으로써, 임상적으로 가치있는 조직 또는 영역에 대한 정확한 진단 정보를 획득하여 환자의 치료 계획을 보다 정확하게 세울 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 시스템의 블록도이다.
 도 2는 본 발명의 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 시스템의 개략도이다.
 도 3은 초음파 의료 영상을 분해한 스케일 영역을 나타낸 도면이다.
 도 4는 필터부의 준동형 필터의 구성을 나타낸 개략도이다.
 도 5는 초음파 의료 영상의 스펙클 제거과정을 포함하는 초음파 시스템의 개략도이다.
 도 6은 본 발명의 다른 실시 예에 따른 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법의 순서도이다.
 도 7은 복수 개의 스케일 영역에 서로 다른 필터를 적용하는 과정을 나타낸 순서도이다.
 도 8은 분해된 복수 개의 스케일 영역의 예를 나타낸 도면이다.
 도 9는 스펙클 잡음이 포함된 종래의 초음파 의료 영상과, 본 발명을 통해 스펙클 잡음이 제거된 초음파 의료 영상을 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 이하, 본 발명을 바람직한 실시 예와 첨부한 도면을 참고로 하여 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 실시 예에 한정되는 것은 아니다.

[0021] 이하, 도 1을 참조하여 본 발명에 따른 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 시스템에 대하여 자세히 살펴보도록 한다.

[0022] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 시스템의 블록도이다.

[0023] 도 1에 도시된 바와 같이, 본 발명의 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 시스템(100)은 영상분해부(120), 필터부(140) 및 영상합성부(160)를 포함한다.

[0024] 영상분해부(120)는 외부로부터 초음파 의료 영상을 입력받아, 수신한 초음파 의료 영상을 서로 다른 영상 특징을 갖도록 복수 개의 스케일 영역으로 분해한다. 이때, 상기 영상분해부(120)는 수신한 초음파 의료 영상에 대하여 라플라시안 피라미드(Laplacian pyramid) 변환을 통해 복수 개의 스케일 영역으로 분해할 수 있다. 즉, 상기 영상분해부(120)가 외부로부터 초음파 의료 영상을 수신하면, 수신한 초음파 의료 영상에 대하여 가우시안 로우패스(Gaussian lowpass) 필터링을 수행하며, 로우패스 필터링된 초음파 의료 영상에 대하여 다운 샘플링을

수행한 후, 다운 샘플링된 초음파 의료 영상을 업샘플링하고, 업샘플링된 초음파 의료 영상과 처음 수신한 초음파 의료 영상간 특성 차이를 비교한 후, 이에 기초하여 스케일 영역을 생성하는 과정을 반복 수행하여, 하나의 초음파 의료 영상으로부터 다수의 스케일 영역으로 분해한다.

[0025] 필터부(140)는 분해된 복수 개의 스케일 영역별로 스케일 영역의 특성에 맞는 서로 다른 필터링을 수행한다. 이러한 필터부(140) 비선형 등방성 확산 필터, 비선형 이방성 확산 필터, 코히어런스 강화 필터 및 준동형 필터를 포함한다.

[0026] 비선형 등방성 확산(nonlinear isotropic diffusion) 필터는 영상분해부를 통해 분해된 복수 개의 스케일 영역 중 고주파 성분으로 이루어지는 제1 스케일 영역에 대하여 필터링 처리를 통해 스펙클 잡음(speckle noise)을 제거한다.

[0027] 비선형 이방성 확산(nonlinear anisotropic diffusion) 필터는 상기 복수 개의 스케일 영역 중 제2 스케일 영역에 대하여 필터링 처리를 통해 에지를 강화하고, 잔여 스펙클 잡음을 제거한다.

[0028] 코히어런스 강화(coherence enhancement) 필터는 상기 복수 개의 스케일 영역 중 제3 스케일 영역에 대하여 필터링을 통해 영상 내 라인 연결에 대한 특징을 강화하고, 스펙클 잡음을 제거한다.

[0029] 준동형(homomorphic) 필터는 상기 복수 개의 스케일 영역 중 저주파 성분으로 이루어지는 제4 스케일 영역에 대하여 필터링 처리를 통해 국부 대조도(Contrast)를 강화하고, 스펙클 잡음을 제거한다.

[0030] 영상합성부(160)는 상기 필터부를 통해 필터링된 복수 개의 스케일 영역을 합성하여 스펙클 잡음이 감소된 하나의 초음파 의료 영상을 재구성한다.

[0031] 이하, 도 2를 참조하여 본 발명의 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 시스템에 대해 보다 자세히 살펴보도록 한다.

[0032] 도 2는 본 발명의 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 시스템의 개략도이다.

[0033] 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명의 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 시스템은 먼저 외부로부터 환부에 대한 초음파 의료 영상 $I(n)$ 을 입력받아, 라플라시안 피라미드 변환을 수행하여 멀티 스케일 영역으로 분해한다.

[0034] [수학식 1]

$$\begin{aligned} G_0(n) &= I(n) \\ G_l(n) &= R[G_{l-1}(n)] \\ L_l(n) &= G_l(n) - E[G_{l+1}(n)] \end{aligned}$$

[0035]

[0036] 이때, $I(n)$ 은 입력영상 (n번째 프레임)을 나타내고, $G_l(n)$ 은 가우시안 피라미드(Gaussian pyramid)를 나타내며, $L_l(n)$: 라플라시안 피라미드(Laplacian pyramid)를 나타내고, R 은 데시메이션(Decimation) 연산자를 나타내며, E 은 보간(Interpolation) 연산자를 나타낸다.

[0037] 즉, 입력받은 초음파 의료 영상 $G_0(n)$ 에 대하여 가우시안 로우 패스(Gaussian lowpass) 필터를 통해 필터링을 수행하고, 필터링된 초음파 의료 영상에 대하여 1/2 다운 샘플링을 수행하여 상기 필터링된 초음파 의료 영상의 크기를 축소시킨다. 이후, 1/2 다운 샘플링된 초음파 의료 영상에 대하여 다시 업샘플링을 수행한다. 이에 따라, 처음 입력받은 초음파 의료 영상과, 업샘플링을 수행한 초음파 의료 영상간 영상 특징을 비교하여 확인된 차이점을 나타내는 제1 스케일 영역 $L_0(n)$ 을 상기 초음파 의료 영상으로부터 분해한다. 이와 같이 생성된 제1 스케일 영역은 필터부의 비선형 등방성 확산 필터로 전달되어 상기 제1 스케일 영역에 포함된 스펙클 잡음이 삭제된다.

[0038] 또한, 앞서 1/2 다운샘플링을 수행한 초음파 의료 영상 $G_1(n)$ 에 대하여 다시 가우시안 로우패스 필터링을 수행한 후 1/2 다운 샘플링을 수행하고, 다시 업샘플링을 수행하여, 업샘플링된 초음파 의료 영상과 상기 초음파 의

로 영상 $G_1(n)$ 간 차이점을 비교하여, 차이점을 나타내는 제2 스케일 영역 $L_1(n)$ 을 분해한다. 이와 같이 생성된 제2 스케일 영역은 필터부의 비선형 이방성 확산 필터로 전달되어 상기 제2 스케일 영역에 포함된 잔여 스펙클 잡음이 삭제된다.

[0039] 이어서, 이전 단계에서 1/2 다운샘플링을 수행한 초음파 의료 영상 $G_2(n)$ 에 대하여 다시 가우시안 로우패스 필터링을 수행한 후 1/2 다운 샘플링을 수행하고, 다시 업샘플링을 수행하여, 업샘플링된 초음파 의료 영상과 상기 초음파 의료 영상 $G_2(n)$ 간 차이점을 비교하여, 차이점을 나타내는 제3 스케일 영역 $L_2(n)$ 을 분해한다. 이와 같이 생성된 제3 스케일 영역은 필터부의 코히어런스 강화 필터로 전달되어, 상기 제3 스케일 영역에 대한 영상의 특징이 강화된다.

[0040] 마지막으로, 이전 단계에서 1/2 다운샘플링을 수행한 초음파 의료 영상 $G_3(n)$ 을 제4 스케일 영역 $L_3(n)$ 을 분해한다.

[0041] 이와 같이 생성된 제4 스케일 영역은 필터부의 준동형 필터로 전달되어, 필터처리를 통해 상기 제4 스케일 영역에 대한 국부 대조도가 강화되고, 스펙클 잡음이 제거된다.

[0042] 이후, 영상합성부가 상기 준동형 필터를 통해 필터링된 제4 스케일 영역을 업샘플링하여 상기 코히어런스 필터를 통해 필터링된 제3 스케일 영역과 합성한다. 이어서, 상기 영상합성부가 상기 제4 스케일 영역과 제3 스케일 영역을 합성한 스케일 영역을 업샘플링한 후, 상기 비선형 등방성 확산 필터를 통해 필터링된 제2 스케일 영역과 합성한다. 마지막으로, 상기 영상합성부가 상기 제4 스케일 영역, 제3 스케일 영역 및 제2 스케일 영역을 합성한 스케일 영역을 업샘플링한 후, 상기 비선형 등방성 확산 필터를 통해 필터링된 제1 스케일 영역과 합성하여 최종 초음파 의료 영상을 생성한다.

[0043] 도 3은 초음파 의료 영상을 분해한 스케일 영역을 나타낸 도면이다.

[0044] 도 3에 도시된 바와 같이, 라플라시안 피라미드를 이루는 다수의 스케일 영역이 이전 단계의 스케일 영역에 대한 1/2 다운 샘플링 과정이 반복하여 이루어짐에 따라 스케일 영역이 향상될수록 그 크기가 작아진다. 뿐만 아니라, 라플라시안 피라미드의 가장 하단에 해당하는 제1 스케일 영역은 주로 고주파 성분으로 이루어지는 것과 달리, 라플라시안 피라미드의 가장 상단에 해당하는 스케일 영역은 주로 저주파 성분으로 이루어진다.

[0045] 이하에서는 상기 필터부 중에서도 준동형 필터에 대하여 보다 자세히 살펴보도록 한다.

[0046] 먼저, 제3 스케일 영역이 입력되어 가우시안 로우패스 필터로 인가되어 필터링된 후, 1/2 다운 샘플링을 수행한 스케일 영역이 제4 스케일 영역으로 분해되며, 이와 같이 분해된 제4 스케일 영역이 준동형 필터로 인가된다.

[0047] 도 4는 필터부 중 준동형 필터의 구성을 나타낸 개략도이다.

[0048] 도 4에 도시된 바와 같이, 상기 제4 스케일 영역이 비선형 등방성 확산 필터로 인가되어, 필터링된 제4 스케일 영역에 대한 히스토그램을 분석하고, 분석된 히스토그램에 대한 국제 기준과 비교한다. 이후, 준동형 필터는 선형 또는 파워 추정값을 입력받고, 입력받은 선형 또는 파워 추정값과, 상기 히스토그램에 대한 국제 기준과의 비교 결과에 기초하여 계수 α , β 의 값을 추정한다.

[0049] 한편, 상기 비선형 등방성 확산 필터에 의해 필터링된 제4 스케일 영역에 대하여 이산 푸리에 변환(DFT: Discrete Fourier Transform)이 수행된다. 이후, 로우패스 필터를 통해 저주파 대역만을 통과시킨 스케일 영역에 앞서 추정한 계수 α 와 XOR 연산을 한다. 또한, 상기 이산 푸리에 변환을 수행한 스케일 영역과, 상기 로우패스 필터를 통과한 스케일 영역을 합성한 후, 앞서 추정한 계수 β 와 XOR 연산을 수행한다. 이와 같이, 계수 α 와 XOR 연산한 값과, 계수 β 와 XOR 연산한 값을 합성하고, 이어서 역 이산 푸리에 변환(IDFT)을 수행한다.

[0050] 이러한 본 발명은 도 5에 도시된 전체 초음파 영상 시스템 중 점선으로 표시된 스펙클 감소부분의 기술 구성에 해당한다.

[0051] 이하, 도 6을 참조하여, 본 발명의 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법에 대하여 자세히 살펴 보도록 한다.

[0052] 도 6은 본 발명의 다른 실시 예에 따른 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법의 순서도이다.

[0053] 도 6에 도시된 바와 같이, 본 발명의 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법은 영상분해부가 외부로부터 초음파 의료 영상을 입력받아, 수신한 초음파 의료 영상을 서로 다른 영상 특징을 갖도록 복수 개의 스

케일 영역으로 분해한다(S210). 이때, 상기 영상분해부가 수신한 초음파 의료 영상에 대하여 라플라시안 피라미드(Laplacian pyramid) 변환을 통해 복수 개의 스케일 영역으로 분해할 수 있다.

[0054] 이하, 초음파 의료 영상의 스케일 영역분해과정에 대하여 보다 자세히 살펴보면, 먼저 외부로부터 초음파 의료 영상을 입력받아, 수신한 초음파 의료 영상에 대하여 가우시안 로우패스(Gaussian lowpass) 필터링을 수행한다. 이후, 로우패스 필터링된 초음파 의료 영상에 대하여 영상 크기 감소를 위한 다운 샘플링을 수행하고, 다운 샘플링된 초음파 의료 영상을 업샘플링하여, 업샘플링된 초음파 의료 영상과 처음 수신한 초음파 의료 영상간 특성 차이에 비교한 후, 비교한 특성 차이에 기초하여 스케일 영역을 생성한다.

[0055] 이러한 필터링, 다운 샘플링, 업샘플링 등의 과정을 다수 회 반복하여 하나의 초음파 의료 영상에 대하여 복수 개의 스케일 영역을 분해한다. 이때, 분해된 복수 개의 스케일 영역중 라플라시안 피라미드의 가장 하단에 해당하는 스케일 영역은 다른 스케일 영역과 달리 고주파 성분으로 이루어지는 반면, 라플라시안 피라미드의 가장 상단에 해당하는 스케일 영역을 저주파 성분으로 이루어진다.

[0056] 또한, 이때 초음파 의료 영상은 반드시 4개의 스케일 영역이 아닌 임의의 복수 개의 스케일 영역으로 각각 분해할 수 있다.

[0057] 이어서, 필터부가 분해된 복수 개의 스케일 영역에 대하여 스케일 영역의 특성에 따라 서로 다른 필터링을 수행한다(S220).

[0058] 도 7은 복수 개의 스케일 영역에 서로 다른 필터를 적용하는 과정을 나타낸 순서도이다.

[0059] 도 7에 도시된 바와 같이, 필터부가 영상분해부를 통해 분해된 복수 개의 스케일 영역 중 고주파 성분으로 이루어지는 제1 스케일 영역에 대하여 스펙클 잡음(speckle noise) 제거를 위한 비선형 등방성 확산(nonlinear isotropic diffusion) 필터링을 수행한다(S221). 이때, 상기 제1 스케일 영역에서는 가장 스펙클 잡음을 많이 포함하므로, 스펙클 잡음을 제거하는데 주 목적을 둔다. 또한, PDE(Partial Difference Equation) 기반의 비선형 등방성 확산 필터링의 성능을 보완하기 위해, 하기의 수학식 2와 같이 가중치를 추가한 필터링을 수행할 수 있다.

[0060] [수학식 2]

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \text{div}[\alpha \cdot c(|\nabla G(\sigma) * u|) \cdot \nabla u]$$

[0061]

[0062] 이때, u 는 입력영상을 나타내고, div 는 발산 연산자를 나타내며, ∇ 는 변화량(gradient)을 나타내고, α 는 가중치 요소(weighting factor)를 나타내며, c 는 확산계수(diffusion coefficient)를 나타내고, $|\nabla G(\sigma) * u|$ 은 σ 표준편차를 가지는 가우시안 로우패스 필터링된 영상을 나타낸다.

[0063] 상기 수학식 2에서 필터링의 성능을 좌우하는 확산계수(diffusion coefficient)는 하기의 수학식 3과 같다.

[0064] [수학식 3]

$$c(|\nabla G(\sigma) * u|) = 1 - \exp\left(-\frac{3.31488}{(\nabla u/k)^4}\right)$$

[0065]

[0066] 이때, 상기 k 는 변화량 기준값(gradient threshold)을 나타낸다.

[0067] [수학식 4]

$$k(l_n) = \frac{1}{0.6745} \cdot MAD(|\nabla I(l)|) \sqrt{2 \log\left(\frac{l_n + 1}{l_n}\right)}$$

[0068]

[0069] 이때, MAD는 중간 절대 편차(Robust median absolute deviation)를 나타내고, Constant는 단위 분산을 갖는 영 평균 정규 분포를 나타낸다.

[0070] 또한, 필터부가 상기 복수 개의 스케일 영역 중 제2 스케일 영역에 대하여 잔여 스펙클 잡음 제거를 위한 비선형 이방성 확산(nonlinear anisotropic diffusion) 필터링을 수행한다(S222).

[0071] 이때, 상기 제2 스케일 영역에서는 대역통과(bandpass)된 신호들이 다수 존재하며, 이러한 신호들은 초음파 의료 영상의 에지(edge) 및 바운더리(boundary)에 해당 된다. 따라서, 잔여 스펙클 잡음 제거와 함께 특성 강화를 위해, 형태 쇼크 필터(morphological shock filter)와 확산 텐서(diffusion tensor) 기반의 비선형 이방성 확산(nonlinear anisotropic diffusion)이 결합된 형태의 필터링을 하기의 수학식 5와 같이 수행된다.

[0072] [수학식 5]

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \text{div}(D \nabla u) - \beta \cdot (1 - D) \cdot \text{sign}(G_\sigma * u_{\eta\eta}) |\nabla u|$$

[0073]

[0074] 이때, u는 입력영상을 나타내고, div는 발산 연산자를 나타내며, ∇ 는 변화량(gradient)을 나타내고, D는 PDE 기반의 구조 텐서(structure tensor)를 나타내며, β 는 에지 강화와 스펙클 억제간 미리 결정된 파라미터를 나타내고, $\text{sign}()$ 는 signum 함수를 나타내며, G_σ 는 σ 표준편차를 가지는 가우시안 로우패스 필터를 나타내고, $u_{\eta\eta}$ 는 에지 감지기를 나타낸다.

[0075] 또한 상기 복수 개의 스케일 영역 중 제3 스케일 영역에 대하여 영상의 특징 강화를 위한 코히어런스 강화(coherence enhancement) 필터링을 수행한다(S223).

[0076] 상기 제3 스케일 영역에서는 2nd 대역통과된 신호들이 주로 존재함에 따라, 초음파 의료 영상의 영역 또는 텍스처 정보를 포함한다.

[0077] 따라서, 이러한 특성을 이용하여 확산 텐서 기반의 비선형 이방성 확산을 적용하여 신호들의 코히어런스(coherence)를 강화시킨다. 이를 위해, 기존의 PDE 기반의 확산 방정식에서 확산 계수가 스칼라값이 아닌 2차원 매트릭스 기반의 방향성을 가지는 벡터값이 사용되며, 이때 텐서 매트릭스 D는 하기의 수학식 6과 같이 표현될 수 있다.

[0078] [수학식 6]

$$D = \begin{pmatrix} u_x^2 & u_x u_y \\ u_x u_y & u_y^2 \end{pmatrix}$$

[0079]

[0080] 이때, 잡음의 민감도를 줄이기 위해, 가우시안 커널 K_σ 이 컨벌루션되며, 최종 텐서는 하기의 수학식 7과 같다.

[0081] [수학식 7]

$$\begin{aligned} \mathcal{I}_\rho(\nabla u_\sigma) &= \begin{pmatrix} K_\rho * u_x^2 & K_\rho * (u_x u_y) \\ K_\rho * (u_x u_y) & K_\rho * u_y^2 \end{pmatrix} (\rho \geq 0) \\ &= \begin{pmatrix} j_{11} & j_{12} \\ j_{21} & j_{22} \end{pmatrix} \end{aligned}$$

[0082]

[0083] 여기서 아이겐디컴포지션(eigendecomposition)을 하기의 수학식 3과 같이 수행하여 아이겐벡터(eigenvectors) ω_1 , ω_2 와 아이겐값(eigenvalues) μ_1 , μ_2 를 구할 수 있으며, 상기 아이겐벡터와 아이겐값을 통해 각각 텐서의 최대 또는 최소 방향과 그 강도를 알 수 있다.

[0084] [수학식 8]

$$J(u) = (\omega_1 | \omega_2) \begin{pmatrix} \mu_1 & 0 \\ 0 & \mu_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \omega_1^T \\ \omega_2^T \end{pmatrix}$$

[0085]

[0086] 특히, 로컬 구조에 맞는 확산 텐서를 연산하기 위해, 상기 아이겐값(eigenvalues) μ_1 , μ_2 는 하기의 수학식 9와 같은 조건하에 새로운 값을 갖는다.

[0087] [수학식 9]

$$\lambda_1 = \begin{cases} \alpha \cdot \left(1 - \frac{(\mu_1 - \mu_2)^2}{s^2}\right), & \text{if } (\lambda_1 - \lambda_2)^2 \leq s^2 \\ 0, & \text{else} \end{cases}$$

[0088]

$$\lambda_2 = \alpha \cdot \mu_2$$

[0089] 이에 따라, 최종 확산 텐서 D는 하기의 수학식 10과 같이 나타낼 수 있다.

[0090] [수학식 10]

$$D(\mathcal{I}_\rho(\nabla u_\sigma)) = (\omega_1 | \omega_2) \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \omega_1^T \\ \omega_2^T \end{pmatrix}$$

[0091]

[0092] 이때, 로컬 코히어런스(local coherence)는 하기의 수학식 11에 도시된 바와 같이 두 아이겐값 λ_1 , λ_2 간의 차이를 통해 연산할 수 있다.

[0093] [수학식 11]

$$\lambda_1 - \lambda_2 = \sqrt{(j_{11} - j_{22})^2 + 4j_{12}^2}$$

[0094]

[0095] 만약, 영상 내에서 스펙클 잡음이 주로 짝 차있는 관심영역(ROI)에서는 $\lambda_1 \approx \lambda_2 = \alpha$ 가 되어 확산필터는 등방성을 가지게 되고, 이와 반대로 차이가 크다면 예지로 간주되어 코히어런스를 강화시킨다.

[0096] 또한 상기 복수 개의 스케일 영역 중 저주파 성분으로 이루어지는 제4 스케일 영역에 대하여 국부 대조도 강화를 위한 준동형(homomorphic) 필터링을 수행한다(S224).

[0097] 이때, 상기 제4 스케일 영역은 본 발명에서 사용되는 총 4개의 스케일 영역 중 저주파수 성분을 가장 많이 포함하고 있는 영역이며, 따라서, 영상의 오브젝트 특성을 대다수 가지므로 잔여 스펙클의 제거와 함께 대조도 향상을 위한 수정된 준동형 필터링을 수행하는 준동형 시스템(homomorphic system)이 주파수 도메인에서 적용된다.

[0098] 이러한 준동형 시스템은 하기의 수학식 12와 같이, 조명 $\delta(x,y)$ 과 반사 $\gamma(x,y)$ 성분의 곱으로 표현된다.

[0099] [수학식 12]

$$f(x,y) = \delta(x,y)\gamma(x,y)$$

$$0 < \delta(x,y) < \infty, \quad 0 < \gamma(x,y) < 1$$

[0100]

[0101] 이러한 조명 $\delta(x,y)$ 과 반사 $\gamma(x,y)$ 성분의 곱은 로그 변환 $\ln()$ 에 의해 더하기 모델로 분해가 가능하며, 이후 푸리에 변환 $F()$ 으로 주파수 도메인 필터링이 가능하도록 한다. 하기의 수학식 13은 이러한 내용을 설명하고 있다.

[0102] [수학식 13]

$$F\{z(x,y)\} = F\{\ln\delta(x,y)\} + F\{\ln\gamma(x,y)\}$$

$$Z(\mu,\rho) = F_i(\mu,\rho) + F_r(\mu,\rho)$$

[0103]

[0104] 상술한 바와 같이, 푸리에 변환까지 완료된 조명성분과 반사성분 $Z(\mu,\rho)$ 는 하기의 수학식 14와 같이 전달함수 $H(\mu,\rho)$ 의 곱으로 필터링이 이루어진다.

[0105] [수학식 14]

$$G(\mu,\rho) = H(\mu,\rho)F(\mu,\rho) = H(\mu,\rho)F_i(\mu,\rho) + H(\mu,\rho)F_r(\mu,\rho)$$

[0106]

[0107] 준동형 필터링이 수행되기 위해, 사용되는 주파수 도메인에서의 전달함수는 하기의 수학식 15에 나타난 바와 같이, Difference of Gaussian (DoG) 필터를 사용한다.

[0108] [수학식 15]

$$H(\mu, \rho) = (\beta - \alpha) \left[1 - \exp \left(-c \left(\frac{\varepsilon(\omega)^2}{r_c^2} \right) \right) \right] + \beta$$

[0109]

[0110] 이때, α 는 수정된 준동형 시스템(Modified homomorphic system)에서 연산되는 조명 계수를 나타내고, β 는 수정된 준동형 시스템에서 연산되는 반사 계수를 나타내며, c 는 필터가 계수 α 와 β 사이를 전이할 때의 경사를 나타내고, $\varepsilon(\omega)$ 는 2차원 푸리에 스펙트럼에서 중심점과 모서리지점까지의 거리를 나타내며, r_c 는 컷오프(Cutoff) 주파수를 나타낸다.

[0111]

즉, 준동형 필터링을 위한 준동형 시스템에서는 먼저 비선형 등방성 확산(nonlinear isotropic diffusion)에 의해 잔여 잡음이 제거된 coarsest layer에서 히스토그램 분석을 통하여 기준값(threshold)을 연산하고, 상기 기준값을 이용하여 조명 계수 α 를 구하고, 이후 선형(Linear) 또는 파워 추정값(Power approximation)을 통해 반사 계수 β 를 연산한다. 이와 같이 연산된 값을 이산 푸리에 변환(DFT: Discrete Fourier Transform)을 거친 주파수 도메인에서의 DoG 필터의 조명 및 반사 계수 α , β 에 적용한다. 이후 필터링이 완료되면 역 이산 푸리에 변환(IDFT: Inverse Discrete Fourier Transform)에 의해 공간 도메인으로 복원된다.

[0112]

이후, 영상합성부가 필터링된 복수 개의 스케일 영역을 합성하여 초음파 의료 영상을 재구성한다(S230). 즉, 영상합성부가 상기 준동형 필터를 통해 필터링된 제4 스케일 영역을 업샘플링하여 상기 코히어런스 필터를 통해 필터링된 제3 스케일 영역과 합성한다. 이어서, 상기 영상합성부가 상기 제4 스케일 영역과 제3 스케일 영역을 합성한 스케일 영역을 업샘플링한 후, 상기 비선형 등방성 확산 필터를 통해 필터링된 제2 스케일 영역과 합성한다. 마지막으로, 상기 영상합성부가 상기 제4 스케일 영역, 제3 스케일 영역 및 제2 스케일 영역을 합성한 스케일 영역을 업샘플링한 후, 상기 비선형 등방성 확산 필터를 통해 필터링된 제1 스케일 영역과 합성하여 최종 초음파 의료 영상을 생성한다.

[0113]

도 8은 분해된 복수 개의 스케일 영역의 예를 나타낸 도면이다.

[0114]

도 8(a) 내지 도 8(b)에 도시된 바와 같이, 분해된 4개의 스케일 영역 중 가장 하위 레벨부터 가장 상위 레벨의 스케일 영역 각각에 대하여 1차원 강도 프로필과 2차원 영상을 확인할 수 있다.

[0115]

도 9는 스펙클 잡음이 포함된 종래의 초음파 의료 영상과, 본 발명을 통해 스펙클 잡음이 제거된 초음파 의료 영상을 다각도로 나타낸 도면이다.

[0116]

도 9에 도시된 바와 같이, 간에 대한 초음파 의료 영상 중 왼쪽은 스펙클 잡음이 포함된 초음파 의료 영상을 나타내고, 오른쪽은 본 발명을 적용하여 스펙클 잡음이 제거된 초음파 의료 영상을 나타낸다. 왼쪽 영상과 오른쪽 영상을 비교하여 살펴보면 왼쪽 영상에서 보이는 반점성의 스펙클이 오른쪽 영상에서는 보이지 않고, 영상의 화질 또한 개선된 것을 알 수 있다.

[0117]

또한, 이러한 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법은 컴퓨터로 실행하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터 판독가능 기록매체에 저장될 수 있다. 이때, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록 장치를 포함한다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 장치의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, DVD±ROM, DVD-RAM, 자기 테이프, 플로피 디스크, 하드 디스크(hard disk), 광데이터 저장장치 등이 있다. 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 장치에 분산되어 분산방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다.

[0118]

본 발명의 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법 및 시스템은 입력받은 초음파 의료 영상을 멀티스케일로 분해한 후, 분해된 멀티스케일에 서로 다른 필터링 처리를 통해 스펙클 잡음을 제거하여 초음파 의료 영상의 화질을 개선할 수 있는 효과가 있다.

[0119]

또한 본 발명의 멀티스케일 기반 초음파 의료 영상의 화질 개선 방법 및 시스템은 초음파 의료 영상에 대한 스

페클 잡음을 제거함으로써, 임상적으로 가치있는 조직 또는 영역에 대한 정확한 진단 정보를 획득하여 환자의 치료 계획을 보다 정확하게 세울 수 있는 효과가 있다.

[0120]

상기에서는 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 설명하였지만, 본 발명은 이에 한정되는 것이 아니고 본 발명의 기술 사상 범위 내에서 여러 가지로 변형하여 실시하는 것이 가능하고 이 또한 첨부된 특허청구범위에 속하는 것은 당연하다.

부호의 설명

[0121]

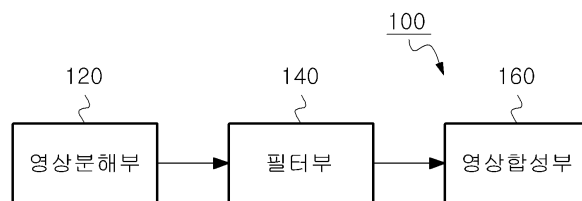
120: 영상분해부

140: 필터부

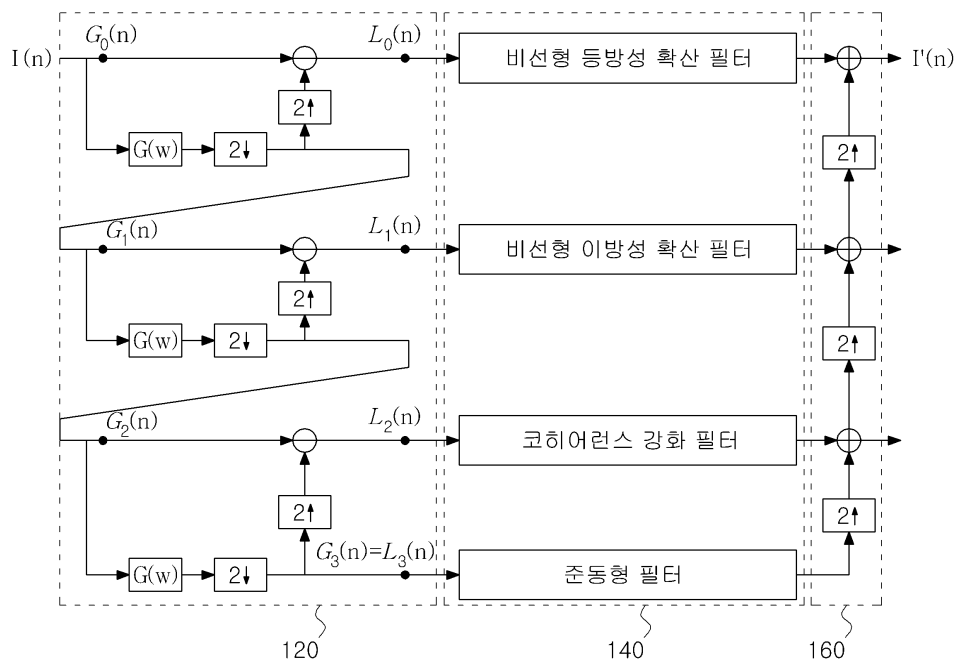
160: 영상합성부

도면

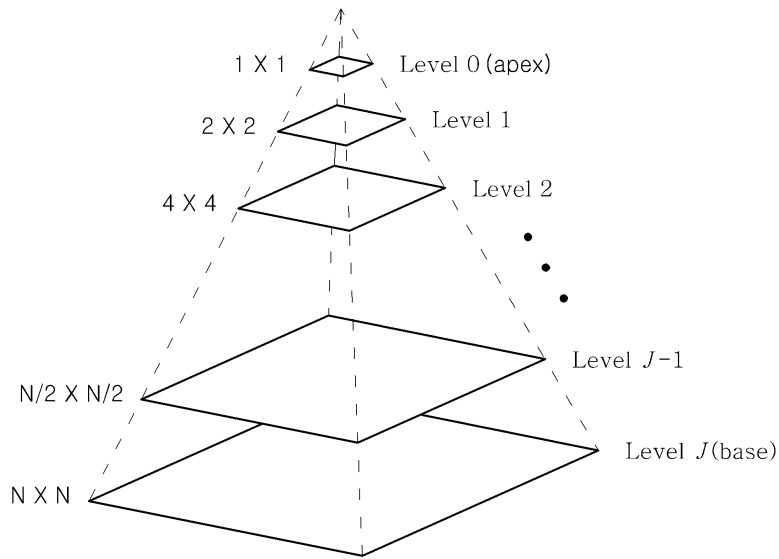
도면1



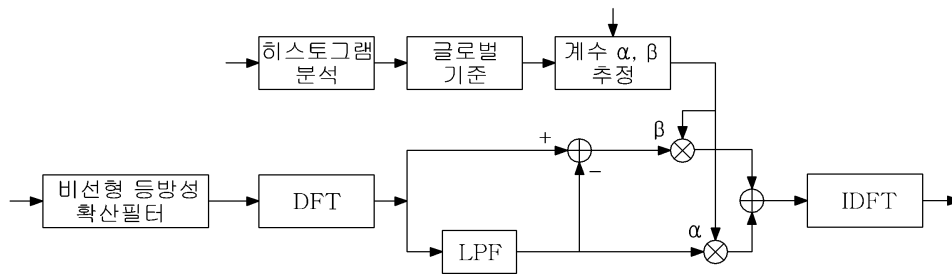
도면2



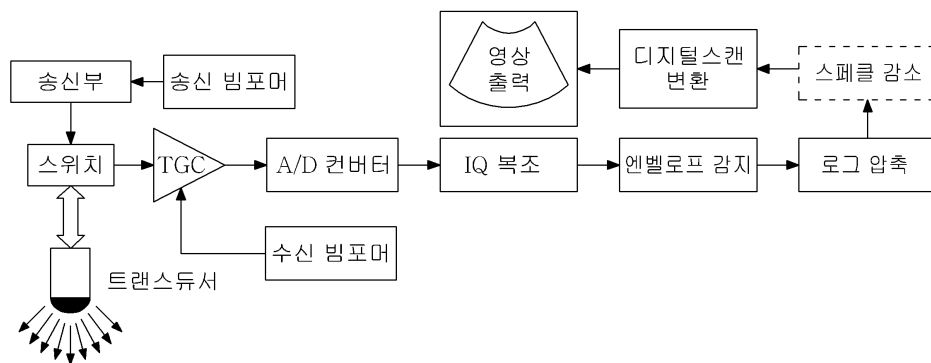
도면3



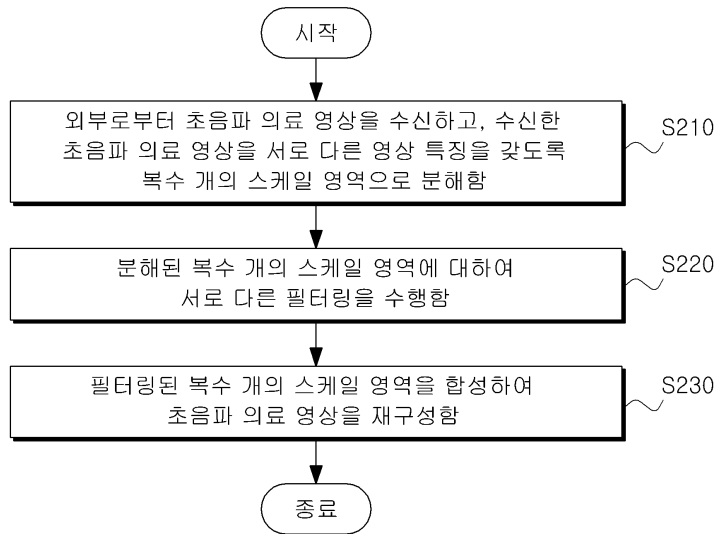
도면4



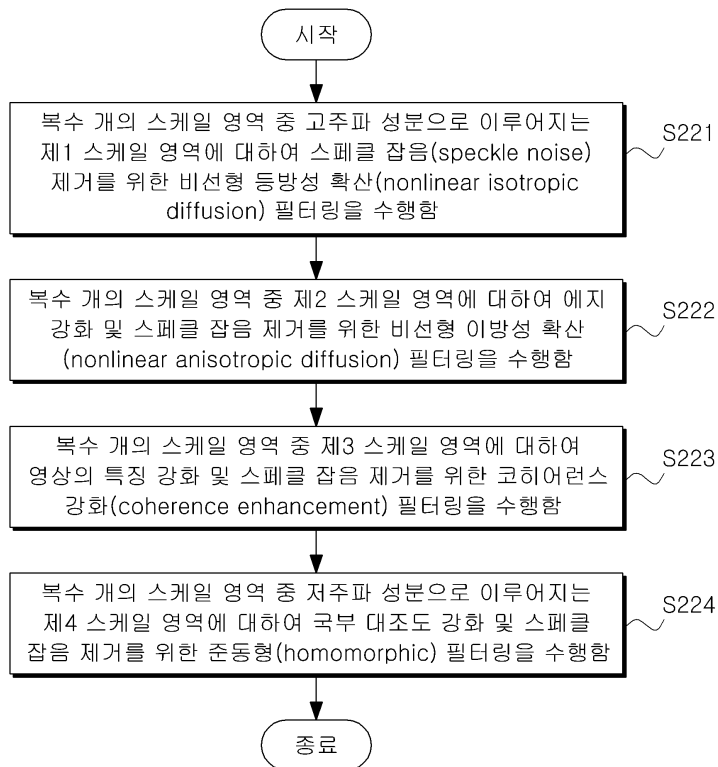
도면5



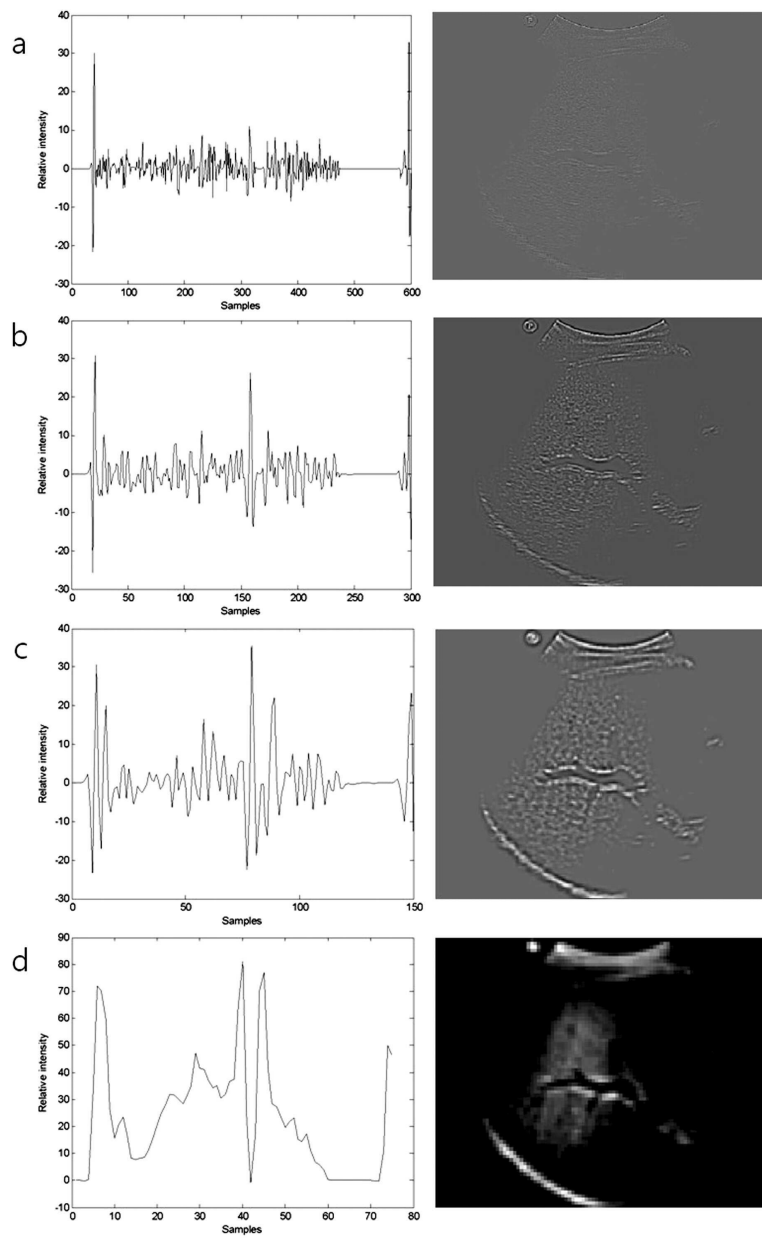
도면6



도면7

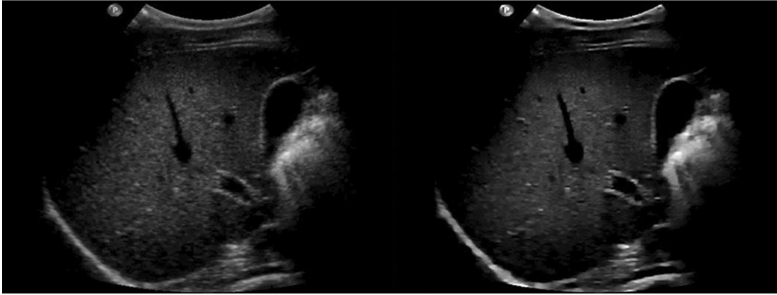


도면8

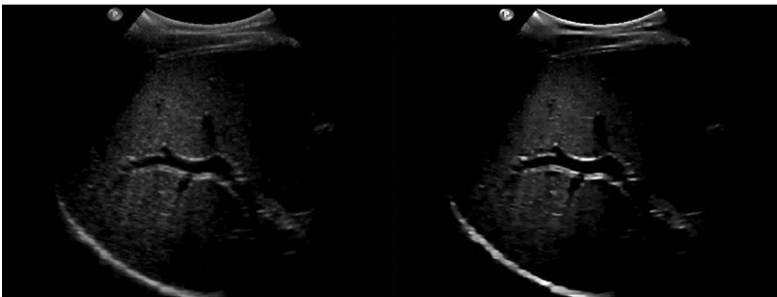


도면9

a



b



c

