(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0056976
(43) 공개일자 2018년05월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) *G06T 5/00* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/5207 (2013.01)
G06T 5/002 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0154984
(22) 출원일자 2016년11월21일
심사청구일자 2016년11월21일

(71) 출원인
서강대학교산학협력단
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)
(72) 발명자
송태경
서울특별시 종로구 평창문화로 156, 101동 703호 (평창동, 롯데캐슬로잔아파트)
김민
서울특별시 중구 만리재로 185, 103동 1002호(만리동2가)
(74) 대리인
특허법인충현

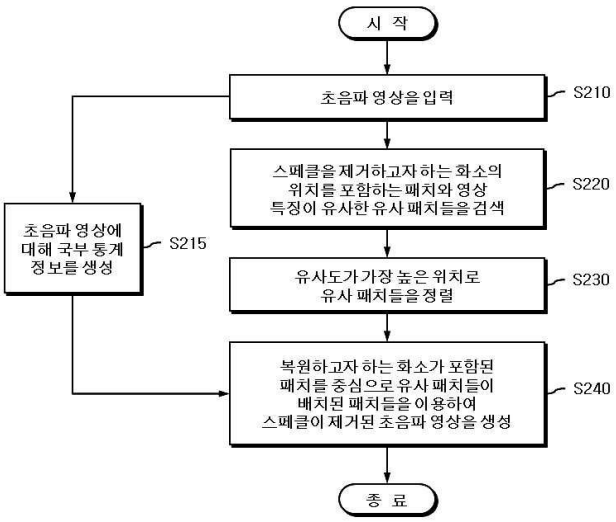
전체 청구항 수 : 총 19 항

(54) 발명의 명칭 **유사 패치를 이용하여 초음파 영상의 스페클을 제거하는 장치 및 방법**

(57) 요 약

본 발명은 유사 패치를 이용하여 초음파 영상의 스페클(speckle)을 제거하는 기술에 관한 것으로, 초음파 영상의 스페클 제거 방법은, 초음파 영상을 입력받고, 초음파 영상 내에서 스페클을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치(patch)와 영상 특징이 유사한 유사 패치들을 검색하고, 유사도가 가장 높은 위치로 상기 유사 패치들을 정렬(alignment)하며, 복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들을 이용하여 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성한다.

대 표 도 - 도2



(52) CPC특허분류
G06T 2207/20192 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 201639004.01
부처명 미래창조과학부
연구관리전문기관 정보통신산업진흥원
연구사업명 2016 대학ICT융합고급인력과정지원사업
연구과제명 현장진료를 위한 IT 융합 휴대용 초음파 영상 시스템 개발
기 여 율 1/1
주관기관 서강대학교 산학협력단
연구기간 2016.01.01 ~ 2016.12.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

초음파 영상을 입력받는 단계;

상기 초음파 영상 내에서 스페클(speckle)을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치(patch)와 영상 특징이 유사한 유사 패치들을 검색하는 단계;

유사도가 가장 높은 위치로 상기 유사 패치들을 정렬(alignment)하는 단계; 및

복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들을 이용하여 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성하는 단계를 포함하는 초음파 영상의 스페클 제거 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 유사 패치들을 검색하는 단계는,

상기 초음파 영상 내에서 스페클을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치와 검색 영역을 설정하는 단계;

상기 검색 영역 내에서 비교 위치를 변화시키면서 복원하고자 하는 화소를 포함하는 패치와 상기 검색 영역에 포함되는 패치 간의 유클리디언 거리(Euclidean distance)를 산출하는 단계; 및

산출된 상기 유클리디언 거리가 거리 임계값 이하인 경우를 유사 패치로 결정하는 단계를 포함하는 초음파 영상의 스페클 제거 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 검색 영역은,

스페클을 제거하여 복원하고자 하는 위치를 중심으로 미리 설정된 범위이고, 상기 초음파 영상의 전체 영역보다 상대적으로 작은 크기인 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 방법.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 거리 임계값을 미리 산출된 국부적인 분산엔 반비례하여 감소하도록 조절함으로써, 화소값의 균일한 정도에 비례하여 초음파 영상의 에지(edge) 성분의 부드러운 정도가 변화되는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 유사 패치들을 정렬하는 단계는,

상기 유사 패치들을 화소 단위로 이동시켜 배치하되, 상호 상관 계수를 산출하고, 유사도가 가장 높은 위치로서 상호 상관 계수가 가장 큰 값을 갖는 위치를 복원할 패치의 중앙 화소에 일치시키는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성하는 단계는,

상기 복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들에 대한 평균값을 계산하는 단계;

상기 패치들의 화소값과 상기 평균값의 차로부터 최소평균제곱오차(minimum mean square error, MMSE) 이득과 스페클 압축 이득을 각각 산출하여 가산하는 단계; 및

가산 결과에 상기 평균값을 가산하여 스페클이 제거된 화소값을 산출하는 단계를 포함하는 초음파 영상의 스페클 제거 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 스페클이 제거된 화소값을 산출하는 단계는,

상기 초음파 영상의 화소값과 화소별 평균값의 차이를 소정 이득을 이용하여 변화시킨 값을 미리 예측된 상기 초음파 영상의 화소별 평균에 가산하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 소정 이득은,

유사 패치들에 대한 원본 초음파 영상의 분산을 상기 유사 패치들에 대한 입력 초음파 영상의 분산으로 제산한 값으로 설정된 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 초음파 영상에 대해 화소별로 상기 초음파 영상의 국부적인 평균과 분산을 포함하는 국부 통계 정보(local statistical information)를 미리 생성하는 단계를 더 포함하고,

상기 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성하는 단계는,

복원하고자 하는 화소에 대하여 상기 유사 패치들의 수만큼 미리 생성된 국부 통계 정보를 가산함으로써 스페클이 제거된 화소값을 산출하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 방법.

청구항 10

제 1 항 내지 제 9 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

청구항 11

초음파 영상을 입력받는 입력부;

상기 초음파 영상으로부터 스페클(speckle)을 제거하는 프로그램을 저장하는 메모리; 및

상기 스페클을 제거하는 프로그램을 구동하는 적어도 하나의 프로세서를 포함하되,

상기 메모리에 저장된 프로그램은,

상기 초음파 영상 내에서 스페클(speckle)을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치(patch)와 영상 특징이 유사한 유사 패치들을 검색하고, 유사도가 가장 높은 위치로 상기 유사 패치들을 정렬(alignment)하며, 복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들을 이용하여 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성하는 명령어를 포함하는 초음파 영상의 스페클 제거 장치.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 초음파 영상 내에서 스페클을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치와 검색 영역을 설정하고, 상기 검색 영역 내에서 비교 위치를 변화시키면서 복원하고자 하는 화소를 포함하는 패치와 상기 검색 영역에 포함되는 패치 간의 유클리디언 거리(Euclidean distance)를 산출하며, 산출된 상기 유클리디언 거리가 거리 임계값 이하인 경우를 유사 패치로 결정함으로써, 상기 유사 패치들을 검색하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 장치.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 검색 영역은,

스페클을 제거하여 복원하고자 하는 위치를 중심으로 미리 설정된 범위이고, 상기 초음파 영상의 전체 영역보다 상대적으로 작은 크기인 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 장치.

청구항 14

제 12 항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 거리 임계값을 미리 산출된 국부적인 분산엔 반비례하여 감소하도록 조절함으로써, 화소값의 균일한 정도에 비례하여 초음파 영상의 에지(edge) 성분의 부드러운 정도가 변화되는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 장치.

청구항 15

제 11 항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 유사 패치들을 화소 단위로 이동시켜 배치하되, 상호 상관 계수를 산출하고, 유사도가 가장 높은 위치로서 상호 상관 계수가 가장 큰 값을 갖는 위치를 복원할 패치의 중앙 화소에 일치시킴으로써, 상기 유사 패치들을 정렬하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 장치.

청구항 16

제 11 항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들에 대한 평균값을 계산하고, 상기 패치들의 화소값과 상기 평균값의 차로부터 최소평균제곱오차(minimum mean square error, MMSE) 이득과 스페클 압축 이득을 각각 산출하여 가산하며, 가산 결과에 상기 평균값을 가산하여 스페클이 제거된 화소값을 산출하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 장치.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 초음파 영상의 화소값과 화소별 평균값의 차이를 소정 이득을 이용하여 변화시킨 값을 미리 예측된 상기 초음파 영상의 화소별 평균에 가산함으로써, 상기 스페클이 제거된 화소값을 산출하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 장치.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 소정 이득은,

유사 패치들에 대한 원본 초음파 영상의 분산을 상기 유사 패치들에 대한 입력 초음파 영상의 분산으로 제산한 값으로 설정된 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 장치.

청구항 19

제 11 항에 있어서,

상기 초음파 영상에 대해 화소별로 상기 초음파 영상의 국부적인 평균과 분산을 포함하는 국부 통계 정보(local statistical information)를 미리 생성하여 저장하는 저장부를 더 포함하고,

상기 프로세서는,

복원하고자 하는 화소에 대하여 상기 유사 패치들의 수만큼 미리 생성된 국부 통계 정보를 가산함으로써 스페클이 제거된 화소값을 산출하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상의 스페클 제거 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 초음파 신호 처리 기술에 관한 것으로서, 특히 B-모드 초음파 영상에서 자기 유사도를 갖는 영상의 특징인 패치 반복(patch recurrence)을 이용하여 대조도를 떨어뜨리고 조직과 병변에 대한 경계를 모호하게 만드는 스페클(speckle)을 제거하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 의료용 초음파는 1950년대부터 꾸준히 연구되어 현재는 다양한 임상 응용 분야에서 널리 사용되고 있으며, 임상적으로 환자에게 유해하지 않으면서도 중요한 임상 정보를 제공한다는 장점을 갖기에 많은 의료 현장에서 활용되고 있다. 또한 초음파 검사의 실시간 특성은 심장과 같이 빠른 움직임을 갖는 인체 내부 기관들의 분석에 유용하며, 다중 평면을 영상화 할 수 있는 능력은 진료의 유연성을 제공한다.

[0003] 이러한 초음파 영상은 알갱이 모양의 아티팩트인 스페클(speckle)의 영향을 받는다. 스페클은 매질에서 무작위로 산란된 음파에 의해 생기는 간섭으로부터 발생하는데, 많은 연구자들은 자동 진단이나 수동 분석과 같은 진단을 방해하는 스페클의 부정적인 효과를 확인하였다. 예를 들어, 신체 일부에 대하여 취득한 B-모드(mode) 초음파 영상과 CT 영상의 결과를 비교하면, 비록 CT 영상이 초음파 영상보다 해상도가 낮음에도 불구하고 스페클이 없기 때문에 상대적으로 더 선명하게 보인다. 즉, B-모드 초음파 영상의 스페클 노이즈는 해부학적 구조 내부의 경계를 감추고, 초음파 영상에서 표현되는 장기나 조직들 사이의 대비를 감소시킴으로써, 결과적으로 잘못된 정보를 생산한다. 따라서, 초음파 영상이 해상도가 높다는 장점에도 불구하고 실질적 진단에 어려움을 줄 수 있다.

[0004] 이에 주목하여 초음파 영상에서 스페클을 제거하고자 하는 시도가 존재하였으며, 이하에서 제시되는 선행기술문헌에서는 다수의 영상을 평균하여 스페클 노이즈를 감소시키는 기술적 수단을 제안한 바 있다. 그러나, 여전히 의료 현장에서 활용 가능한 수준으로 초음파 영상에 대해 효과적으로 스페클을 제거할 수 있는 방법의 제시가 이루어지지 못하고 있는 상황이다.

선행기술문헌

특허문헌

[0005] (특허문헌 0001) 한국 특허등록공보 10-1552427, 2015.09.04 등록

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명의 실시예들이 해결하고자 하는 기술적 과제는, 스페클로 인해 초음파 영상의 해석과 진단에서 발생하는 어려움을 해소하고, 종래의 초음파 영상의 스페클 제거 방식들에 있어서 과도한 연산량과 그에 따라 장시간의 데이터 처리가 요구되는 한계를 극복하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0007] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상의 스페클 제거 방법은, 초음파 영상을 입력받는 단계; 상기 초음파 영상 내에서 스페클(speckle)을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치(patch)와 영상 특징이 유사한 유사 패치들을 검색하는 단계; 유사도가 가장 높은 위치로 상기 유사 패치들을 정렬(alignment)하는 단계; 및 복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들을 이용하여 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성하는 단계를 포함한다.

[0008] 일 실시예에 따른 초음파 영상의 스페클 제거 방법에서, 상기 유사 패치들을 검색하는 단계는, 상기 초음파 영상 내에서 스페클을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치와 검색 영역을 설정하는 단계; 상기 검색 영역 내에서 비교 위치를 변화시키면서 복원하고자 하는 화소를 포함하는 패치와 상기 검색 영역에 포함되는 패치 간의 유클리디언 거리(Euclidean distance)를 산출하는 단계; 및 산출된 상기 유클리디언 거리가 거리 임계값 이하인 경우를 유사 패치로 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0009] 일 실시예에 따른 초음파 영상의 스페클 제거 방법에서, 상기 유사 패치들을 정렬하는 단계는, 상기 유사 패치들을 화소 단위로 이동시켜 배치하되, 상호 상관 계수를 산출하고, 유사도가 가장 높은 위치로서 상호 상관 계수가 가장 큰 값을 갖는 위치를 복원할 패치의 중앙 화소에 일치시킬 수 있다.

[0010] 일 실시예에 따른 초음파 영상의 스페클 제거 방법에서, 상기 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성하는 단계는, 상기 복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들에 대한 평균값을 계산하는 단계; 상기 패치들의 화소값과 상기 평균값의 차로부터 최소평균제곱오차(minimum mean square error, MMSE) 이득과 스페클 압축 이득을 각각 산출하여 가산하는 단계; 및 가산 결과에 상기 평균값을 가산하여 스페클이 제거된 화소값을 산출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0011] 일 실시예에 따른 초음파 영상의 스페클 제거 방법은, 상기 초음파 영상에 대해 화소별로 상기 초음파 영상의 국부적인 평균과 분산을 포함하는 국부 통계 정보(local statistical information)를 미리 생성하는 단계를 더 포함하고, 상기 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성하는 단계는, 복원하고자 하는 화소에 대하여 상기 유사 패치들의 수만큼 미리 생성된 국부 통계 정보를 가산함으로써 스페클이 제거된 화소값을 산출할 수 있다.

[0012] 나아가, 이하에서는 상기 기재된 초음파 영상의 스페클 제거 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.

[0013] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상의 스페클 제거 장치는, 초음파 영상을 입력받는 입력부; 상기 초음파 영상으로부터 스페클(speckle)을 제거하는 프로그램을 저장하는 메모리; 및 상기 스페클을 제거하는 프로그램을 구동하는 적어도 하나의 프로세서를 포함하되, 상기 메모리에 저장된 프로그램은, 상기 초음파 영상 내에서 스페클(speckle)을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치(patch)와 영상 특징이 유사한 유사 패치들을 검색하고, 유사도가 가장 높은 위치로 상기 유사 패치들을 정렬(alignment)하며, 복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들을 이용하여 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성하는 명령어를 포함한다.

[0014] 일 실시예에 따른 초음파 영상의 스페클 제거 장치에서, 상기 프로세서는, 상기 초음파 영상 내에서 스페클을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치와 검색 영역을 설정하고, 상기 검색 영역 내에서 비교 위치를 변화시키면서 복원하고자 하는 화소를 포함하는 패치와 상기 검색 영역에 포함되는 패치 간의 유클리디언 거리(Euclidean distance)를 산출하며, 산출된 상기 유클리디언 거리가 거리 임계값 이하인 경우를 유사 패치로 결정함으로써, 상기 유사 패치들을 검색할 수 있다.

[0015] 일 실시예에 따른 초음파 영상의 스페클 제거 장치에서, 상기 프로세서는, 상기 유사 패치들을 화소 단위로 이동시켜 배치하되, 상호 상관 계수를 산출하고, 유사도가 가장 높은 위치로서 상호 상관 계수가 가장 큰 값을 갖는 위치를 복원할 패치의 중앙 화소에 일치시킴으로써, 상기 유사 패치들을 정렬할 수 있다.

[0016] 일 실시예에 따른 초음파 영상의 스페클 제거 장치에서, 상기 프로세서는, 상기 복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들에 대한 평균값을 계산하고, 상기 패치들의 화소값과 상기 평균값의 차로부터 최소평균제곱오차(minimum mean square error, MMSE) 이득과 스페클 압축 이득을 각각 산출하여 가산하며, 가산 결과에 상기 평균값을 가산하여 스페클이 제거된 화소값을 산출할 수 있다.

[0017] 일 실시예에 따른 초음파 영상의 스페클 제거 장치는, 상기 초음파 영상에 대해 화소별로 상기 초음파 영상의 국부적인 평균과 분산을 포함하는 국부 통계 정보(local statistical information)를 미리 생성하여 저장하는

저장부를 더 포함하고, 상기 프로세서는, 복원하고자 하는 화소에 대하여 상기 유사 패치들의 수만큼 미리 생성된 국부 통계 정보를 가산함으로써 스페클이 제거된 화소값을 산출할 수 있다.

발명의 효과

[0018] 본 발명의 실시예들은, 초음파 영상의 자기 유사 특성에 의한 패치 반복성(patch recurrence)를 이용하여 유한한 개수의 유사 패치만을 활용한 스페클 제거를 수행함으로써, 종래의 방식들에 비해 상대적으로 적은 연산량으로 빠른 스페클 제거가 가능하며, 스페클 제거 성능 또한 향상시킴으로써 의료 현장에서 보다 정확한 해석 및 진단의 근거 자료로서 초음파 영상을 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 B-모드(mode) 의료용 초음파 영상의 유사도를 설명하기 위한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 유사 패치를 이용하여 초음파 영상의 스페클 제거 방법을 도시한 흐름도이다.

도 3은 패치 반복성을 이용하여 스페클을 제거하는 알고리즘을 도시한 블록도이다.

도 4는 유사 패치를 검색하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 패치를 정렬하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 유사 패치에 의한 영상 데이터를 예시한 도면이다.

도 7은 3차원으로 표현된 유사 패치 집합의 구조를 설명하기 위한 도면이다.

도 8은 최소 평균 제곱 오차를 이용하여 스페클을 제거하는 과정을 도시한 블록도이다.

도 9는 거리 임계값에 대한 LMSE(Laplacian mean square error)의 변화 및 에지 보존 성능을 예시한 그래프이다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 유사 패치를 이용하여 초음파 영상의 스페클 제거 장치를 도시한 블록도이다.

도 11은 본 발명의 실시예들에 따른 스페클 제거 기술을 이용하여 초음파 영상으로부터 스페클이 제거된 영상을 예시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 본 발명의 실시예들을 설명하기에 앞서, 초음파 영상 기술의 일례로서 의료용 B-모드(mode) 초음파 영상을 간략히 소개한 후, 의료 현장에서 이를 운용하는 경우 스페클로 인해 발생하는 문제점과 한계를 극복하기 위해 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 기술적 수단을 순차적으로 제시하도록 한다.

[0021] 초음파가 진행하는 그 직선인 스캔라인(scanline)의 위치를 바꾸어 가며 초음파를 방사하고 수신하면서 탐색을 계속하면, 탐색 방향의 평면의 정보를 얻을 수 있으며, 이렇게 평면 위를 순차적으로 탐색하여 돌아오는 에코의 크기를 밝기(brightness)의 차이로 나타낸 영상을 B(brightness)-모드 영상이라고 한다. B-모드 영상은 인체 내의 한 평면의 단층 영상을 실시간으로 보여주기 때문에 현재의 의료용 초음파 시스템에 널리 사용된다.

[0022] 매질 내에 확산되어 있는 산란체로부터 반사되는 후방 산란(back scattering)에 의해 발생하는 보강 간섭과 상쇄 간섭의 영향으로 알갱이 모양의 스페클 패턴이 나타난다. 의료용 초음파 영상에서 스페클은 매우 중요한 임상적 의의를 갖고, 그 영향 또한 센서 노이즈와 같이 더해지는 형태의 노이즈보다 크다. 따라서, 이하에서 개시되는 본 발명의 실시예들은 초음파 영상, 예를 들어 B-모드 영상에서 발생하는 스페클 패턴에 의해 열화된 영상의 화질을 빠르고 정확하게 개선하는데 집중하고 있다.

[0023] 현실 세계의 많은 물체들과 현상들은 통계적으로 자기 유사성(self-similarity)을 가지고 있다. 자기 유사성은 동일한 패턴이나 특징이 크기 변화에 상관없이 반복적으로 나타나는 특징을 말한다. 영상도 유사한 특성을 갖기 때문에, 영상이 크기 변화나 노이즈 등에 의해 열화되었을 때 자기 유사성을 이용하여 손실된 정보를 복원할 수 있다.

[0024] 도 1은 B-모드(mode) 의료용 초음파 영상의 유사도를 설명하기 위한 도면으로서, 초음파 영상에서 패치 반복성

(patch recurrence)가 나타나는 것을 보여준다. 초음파를 주사한 후 반사되어 오는 신호는 고해상도 특성을 갖지만, 장비에서 영상화하여 보여줄 경우, 예를 들어 256 레벨의 밝기 값을 갖는 저해상도 영상으로 표현되기 때문에 자연 영상보다 단순한 패턴이 반복된다. 도 1을 참조하면, 영상의 영역 전체에서 유사한 패치가 반복적으로 나타나는 것을 확인할 수 있다. 초음파 영상은 초음파 진행 단면에서 반사되어 오는 영상을 측정하기 때문에 수평 성분의 특징들이 많이 나타난다. 즉, 직선, 곡선, 원, 타원 같은 간단한 기하학 모양을 갖는 특징이 반복되는 자기 유사성을 갖는 영상이라고 볼 수 있으며, 패치 반복성이 빈번히 발생한다. 이와 같이, 초음파 영상에서는 유사한 패치가 반복되어 나타나기 때문에, 본 발명의 실시예들은 초음파 영상의 영역 전체가 아니라 상대적으로 작은 수의 유사 패치를 결정하여 스페클을 제거함으로써 스페클 제거 성능을 유지하면서도 처리 시간을 단축하고 연산의 복잡도를 효율적으로 감소시킬 수 있는 기법을 제안하고자 한다.

[0025] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 유사 패치를 이용하여 초음파 영상의 스페클 제거 방법을 도시한 흐름도이다.

[0026] S210 단계에서, 스페클 제거 장치는, 초음파 영상을 입력받는다. 본 발명의 실시예들에서 이러한 초음파 영상은 B-모드 영상을 전제로 설명하고 있으나 이에 한정되지 않으며, 본 발명의 스페클 제거 방식이 적용될 수 있는 다양한 유형의 초음파 영상을 포함한다.

[0027] S220 단계에서, 상기 스페클 제거 장치는, 상기 초음파 영상 내에서 스페클(speckle)을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치(patch)와 영상 특징이 유사한 유사 패치들을 검색한다. 본 발명의 실시예들은 자기 유사도에 따라 초음파 영상의 전체 영역이 아닌 일부 영역을 한정하고 복원한 화소(또는 영역)을 포함하는 패치와 유사한 패치를 한정된 탐색 영역 내에서 검색함으로써 연산의 속도를 향상시키고 검색에 따른 과부하를 방지할 수 있다.

[0028] S230 단계에서, 상기 스페클 제거 장치는, 유사도가 가장 높은 위치로 상기 유사 패치들을 정렬(alignment)한다. 이 과정에서는 복원한 패치와 앞서 검색된 유사 패치를 비교하여 유사도가 가장 높은 위치에 배치하는 과정에 해당한다.

[0029] 한편, S215 단계에서, 상기 스페클 제거 장치는, 상기 초음파 영상에 대해 화소별로 상기 초음파 영상의 국부적인 평균과 분산을 포함하는 국부 통계 정보(local statistical information)를 미리 생성하는 것이 바람직하다. 이렇게 생성된 통계 정보는 이후 스페클 제거 과정에서 연산에 따른 부하를 감소시키는 역할을 한다.

[0030] S240 단계에서, 상기 스페클 제거 장치는, 복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들을 이용하여 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성한다. 이를 위해, 입력 영상과 스페클 제거 영상의 차 영상을 다시 영상에 이용할 때 사용하는 스페클 압축 이득을 산출하고, 앞서 정렬된 패치를 이용하여 최소평균제곱오차(minimum mean square error, MMSE)를 산출함으로써 스페클이 제거된 영상을 출력하게 된다.

[0031] 이하에서는 스페클 제거의 각 과정을 보다 구체적으로 설명하도록 한다.

[0032] 도 3은 패치 반복성을 이용하여 스페클을 제거하는 알고리즘을 도시한 블록도이다.

[0033] 입력 영상 v는 로그 압축(log compression) 이후의 신호이므로 원본 영상 u와 스페클 노이즈 n의 합으로 가정하고, 노이즈의 형태는 가우시안 분포에 따른다고 가정한다. 여기서, $p_{i,j}$는 화소의 위치 (i,j)를 중심으로 하는 패치이고, (i,j)는 복원할 화소의 위치, $(m,n) \in S$는 유사 패치들의 위치이다. $p^{a}_{m,n}$는 정렬 과정(patch alignment)을 거친 유사 패치이다. $\hat{u}(i,j)$는 본 알고리즘을 이용하여 복원된 화소 값이다.

[0034] 도 3의 알고리즘은 크게 전처리 부분과 후처리 부분(메인 처리 부분)으로 나눌 수 있다.

[0035] 전처리 부분은 입력 영상 전체에 대하여 국부적인 통계적 정보(local statistical information)(S310)을 생성하여 저장하는 부분으로서, 이 과정은 후처리 부분에서 필요한 정보들을 미리 준비하는 역할에 해당한다.

[0036] 후처리 부분은 입력 영상의 위치마다 패치 반복성 특징을 이용하여 유사 패치(S330)를 찾은 후, 최소평균제곱오차 추정기(MMSE estimator)(S350)를 이용하여 스페클 제거를 수행한다. 유사 패치(S330)를 찾는 과정에 앞서 거리 임계값을 결정(S320)할 필요가 있는데 이 과정에 대해서는 이후 도 9를 통해 보다 구체적으로 소개하도록 한다. 일단 유사 패치가 결정되어 정렬(S340)이 된 이후에는 복원할 화소의 정보와 국부적인 통계 정보(S310)만을 필요로 하므로 검색에 소요된 시간을 제외하고는 스페클 제거에 필요한 시간이 매우 적다는 장점을 갖는다.

[0037] 도 4는 유사 패치를 검색하는 과정을 설명하기 위한 도면이다. 앞서 도 1을 통해 설명한 바와 같이 초음파 영상

이 패치 반복성 특징을 갖는 것을 확인하였다. 이 특징을 이용하여 영상 처리를 할 때 검색 부분에서 가장 많은 시간이 필요하다. 따라서, 처리 시간을 단축하기 위해 도 4와 같이 복원할 위치 주변에 유한한 탐색 영역을 설정한다. 이와 같이 검색 영역을 줄여도 충분한 유사 패치가 존재하는 특성이 있으므로, 검색 영역을 전체 영역으로 설정하지 않더라도 스페클 제거 결과에 주는 영향은 미미하다는 사실을 확인하였다. 본 발명의 실시예들은, 예를 들어 패치 넓이의 네배 만큼의 영역을 검색 영역으로 설정하고, 패치 위치를 변화시켜 가며 복원할 패치와 주변 패치의 밝기값 벡터의 유클리디언 거리(Euclidean distance)를 구하여, 이 값이 임계값보다 작을 경우에 유사 패치로 결정하였다.

[0038] 요약하건대, 유사 패치들을 검색하는 과정은, 초음파 영상 내에서 스페클을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치와 검색 영역을 설정하고, 검색 영역 내에서 비교 위치를 변화시키면서 복원하고자 하는 화소를 포함하는 패치와 상기 검색 영역에 포함되는 패치 간의 유클리디언 거리(Euclidean distance)를 산출하며, 산출된 유클리디언 거리가 거리 임계값 이하인 경우를 유사 패치로 결정함으로써 수행된다. 또한, 상기 검색 영역은, 스페클을 제거하여 복원하고자 하는 위치를 중심으로 미리 설정된 범위이고, 상기 초음파 영상의 전체 영역보다 상대적으로 작은 크기인 것이 바람직하다.

[0039] 도 5는 패치를 정렬하는 과정을 설명하기 위한 도면이다. 특징(에지, 코너 등) 성분을 포함하고 있는 패치들은 균일한 밝기값을 갖는 패치들보다 유사도가 작은 경향이 있는데, 이 경우 패치의 정렬(alignment)을 통해 가장 유사한 부분을 맞춰주는 작업이 필요하다. 즉, 도 5와 같이 각 유사 패치와 복원할 패치의 정렬 과정을 통해 가장 유사한 패치 부분이 겹쳐지도록 한다. 유사 패치의 정렬을 위해서 패치를 화소 단위로 옮기며 상호 상관 계수를 구하고 가장 큰 값을 갖는 위치를 복원할 패치의 중앙 화소와 일치시킬 수 있다.

[0040] 요약하건대, 유사 패치들을 정렬하는 과정은, 상기 유사 패치들을 화소 단위로 이동시켜 배치하되, 상호 상관 계수를 산출하고, 유사도가 가장 높은 위치로서 상호 상관 계수가 가장 큰 값을 갖는 위치를 복원할 패치의 중앙 화소에 일치시키는 것이 바람직하다.

[0041] 도 6은 유사 패치에 의한 영상 데이터를 예시한 도면이다. 도 6과 같이 유사 패치들이 결정되면 복원해야 할 화소가 포함된 패치를 중심으로 영상 데이터가 3차원으로 분포하게 된다. 이 3차원 데이터에 대하여 최소평균제곱오차 추정을 적용한다.

[0042] 먼저, 선형 특성을 갖는 측정값이 다음의 수학식 1과 같이 주어진다.

수학식 1

[0043] $$v = Au + n$$

[0044] $u \in R^n$, $v \in R^m$가 가우시안 분포를 갖는다고 가정하면, 원본 영상 u를 구하는 것은 $\phi: R^m \rightarrow R^n$의 관계를 갖는 $\hat{u} = \phi(v)$을 찾는 것이다. 즉, 복원된 영상과 원본의 오차들 $E(\|\phi(v) - u\|_2^2)$을 최소화하는 $\phi(v)$를 구하면 된다. 따라서, 입력 영상 v가 주어졌을 때 최소평균제곱오차를 이용해 구한 $\hat{u}$는 다음의 수학식 2로 나타낼 수 있다.

수학식 2

[0045] $$\phi_{mmse}(v) = E(u \mid v)$$

[0046] u, v가 다음의 수학식 3의 분포 특성을 가질 때, v가 주어졌을 때의 u의 조건부 확률 분포는 수학식 4와 같다.

수학식 3

[0047] $$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} \sim N\left(\begin{bmatrix} \bar{u} \\ \bar{v} \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} C_u & C_{uv} \\ C_{uv} & C_v \end{bmatrix} \right)$$

수학식 4

[0048] $$p_{u|v}(x \mid v) = (2\pi)^{-n/2} (\det \Lambda)^{-1/2} \exp\left(-\frac{1}{2}(x-\mu)^T \Lambda^{-1} (x-\mu) \right)$$

[0049] 여기서 $A = I$ 이므로, $\Lambda = C_u - C_{uv} C_v^{-1} C_{uv}^T$, $\mu = \bar{u} + C_{uv} C_v^{-1} (v - \bar{v})$ 이다. 따라서, 최소평균제곱 오차 추정은 다음의 수학식 5와 같다.

수학식 5

[0050] $$\hat{u} = \phi_{mmse}(v) = E(u \mid \mathrm{v}) = \bar{u} + C_{uv} C_v^{-1} (v - \bar{v})$$

[0051] 여기서 C_{uv} 는 u와 v의 공분산 매트릭스이다. 공분산 매트릭스 C_{uv} 는 다음의 수학식 6과 같다.

수학식 6

[0052] $$\begin{aligned} C_{uv} &= E\left[(u-\bar{u})(v-\bar{v})^T \right] \\ &= E\left[(u-\bar{u})((u-\bar{u})+n)^T \right] \\ &= C_u A^T + E\left[(u-\bar{u}) n^T \right] \end{aligned}$$

[0053] 수학식 6에서 $E[(u-\bar{u})n^T]$ 는 다음의 수학식 7과 같다.

수학식 7

[0054] $$E\left[(u-\bar{u}) n^T \right] = E_u \left[E_n \left[(u-\bar{u}) n^T \mid u \right] \right]$$

[0055] 원본 영상 u가 주어졌을 때 노이즈 성분 n의 조건부 확률 평균이 수학식 8과 같다고 가정하면 수학식 7의 내부의 기대값 $E_n[(u-\bar{u})n^T|u]$ 은 다음의 수학식 9와 같이 정리되므로, 수학식 7은 다음의 수학식 10과 같은 값을 갖는다.

수학식 8

[0056] $$E(n \mid u) = 0$$

수학식 9

[0057] $$E_n\left[(u-\overline{u})n^T \mid u\right]=(u-\overline{u})E\left[n^T \mid u\right]=[0]$$

수학식 10

[0058] $$E\left[(u-\overline{u})n^T\right]=0$$

[0059] 따라서, 수학식 6의 공분산 매트릭스는 다음의 수학식 11과 같이 되어, 수학식 5는 다음의 수학식 12와 같이 표현될 수 있다.

수학식 11

[0060] $$\mathrm{C}_{uv}=C_u A^T$$

수학식 12

[0061] $$\hat{u}=\phi_{mmse}(v)=E(u \mid \mathrm{v})=\overline{u}+C_u C_v^{-1}(v-\overline{v})$$

[0062] 도 7은 3차원으로 표현된 유사 패치 집합의 구조를 설명하기 위한 도면으로서, 유사한 패치를 찾은 후 패치를 정렬하면 도 7과 같이 3차원의 데이터가 생성된다. 앞서, 수학식 12의 결과 식을 화소 기반 연산으로 바꾸고 3차원 데이터에 대하여 적용하면 화소와 노이즈 사이의 관계는 다음의 수학식 13과 같다.

수학식 13

[0063] $$v(i,j,k)=u(i,j,k)+n(i,j,k)$$

[0064] 이제 복원해야 할 화소는 다음의 수학식 14이다.

수학식 14

[0065] $$\hat{u}(i,j,k)=\overline{u}(i,j,k)+\frac{\sigma^2_{u(i,j,k)}}{\sigma^2_{v(i,j,k)}}\left(v(i,j,k)-\overline{v}(i,j,k)\right)$$

[0066] 여기서, $\overline{u}(i,j,k)$는 이상적인 원본 영상의 화소 값이고, 이 값은 아직 구하지 않았으므로, 입력 영상의 평균값 $\overline{v}(i,j,k)$으로 미리 예측한 값을 사용한다. $v(i,j,k)-\overline{v}(i,j,k)$는 실측된 영상값 $v(i,j,k)$와 기대 값 $\overline{v}(i,j,k)$의 차이를 이용하여 구한다. 이 차이값은 이득값 $\frac{\sigma^2_{u(i,j,k)}}{\sigma^2_{v(i,j,k)}}$에 의해 변화되어 미리 예측한 값을 변화시킨다.

[0067] 도 7은 검색 영역에서 복원 화소 패치와 검색된 유사 패치들을 3차원으로 정렬하여 보여주는데, 정렬된 패치들

중에서 중앙에 위치한 패치가 복원할 화소가 포함된 패치이다. 도 7과 같이 영상 데이터를 정리하면 수학식 14를 이용하여 영상을 복원할 수 있다. 도 7의 영상 좌표를 x, y 축으로 정의된 평면 위의 위치라고 하고, 패치들의 나열을 통해 만들어진 새로운 축을 z 축이라고 하고, 패치 영상의 크기를 $(2M+1)\times(2N+1)$, 패치의 수를 $2L+1$라고 하면, $E[v(i,j,k)]$는 다음의 수학식 15와 같다.

수학식 15

$$E\left[v(i,j,k)\right]=\frac{1}{(2L+1)(2M+1)(2N+1)}\sum_{x=i-L}^{i+L}\sum_{y=j-M}^{j+M}\sum_{z=k-N}^{k+N}v(x,y,z)$$

$$=\frac{1}{2(N+1)}\sum_{z=k-N}^{k+N}\left\{\frac{1}{(2L+1)(2M+1)}\sum_{x=i-L}^{i+L}\sum_{y=j-M}^{j+M}v(x,y,z)\right\}$$

$$=\frac{1}{2(N+1)}\sum_{z=k-N}^{k+N}\bar{v}_{i,j}(z)$$

[0068]

[0069] 여기서, $\bar{v}_{i,j}(z)$는 z 번째 영상 패치의 평균 값이다. 즉, 전체 화소의 평균 값은 각 패치의 평균 값들의 평균과 같다. 유사 패치의 집합에 대하여 입력 영상의 분산 $\sigma^2_{v(i,j,k)}$을 구하기 위해서 수학식 16을 활용한다.

수학식 16

$$\sigma^2_{v(i,j,k)}=E\left[v^2(i,j,k)\right]-\left(E\left[v(i,j,k)\right]\right)^2$$

[0070]

[0071] 각 화소의 제곱의 평균 $E[v^2(i,j,k)]$은 수학식 17과 같으므로, 각 유사 패치의 밝기 값의 제곱 값들의 평균의 평균이다.

수학식 17

$$E\left[v^2(i,j,k)\right]=\frac{1}{(2L+1)(2M+1)(2N+1)}\sum_{x=i-L}^{i+L}\sum_{y=j-M}^{j+M}\sum_{z=k-N}^{k+N}v^2(x,y,z)$$

$$=\frac{1}{2(N+1)}\sum_{z=k-N}^{k+N}\bar{v}^2_{i,j}(z)$$

[0072]

[0073] 여기서, 수학식 15와 수학식 17을 적용하면, 수학식 16은 다음의 수학식 18과 같이 표현될 수 있다.

수학식 18

[0074] $$\sigma^2_{v(i,j,k)} = \frac{1}{2(N+1)} \sum_{z=k-N}^{k+N} \left(\overline{v}^2_{i,j}(z) - (\overline{v}_{i,j}(z))^2 \right)$$

[0075] 수학식 1의 관계에 따라 수학식 19가 성립한다.

수학식 19

[0076] $$\sigma^2_{v(i,j,k)} = \sigma^2_{u(i,j,k)} + \sigma^2_{n(i,j,k)}$$

[0077] 이제, $\sigma^2_{u(i,j,k)} > 0$ 이므로, $\sigma^2_{u(i,j,k)}$ 는 다음의 수학식 20과 같이 정리된다.

수학식 20

[0078] $$\sigma^2_{u(i,j,k)} = \begin{cases} \sigma^2_{v(i,j,k)} - \sigma^2_{n(i,j,k)} & \sigma^2_{v(i,j,k)} > \sigma^2_{n(i,j,k)} \\ 0 & otherwise \end{cases}$$

[0079] 여기서, 수학식 15와 수학식 18, 그리고 수학식 20을 이용하면 패치 반복성을 이용한 스페클 제거 방법인 수학식 14에 필요한 정보는 앞서 도 3을 통해 소개한 바 있는 전처리 과정에서 미리 산출하여 저장해 놓은 국부적인 통계 정보(S310)를 이용할 수 있기 때문에 모든 화소에 대하여 3차원 데이터에 대한 별도의 연산이 필요 없고, 유사 패치 수만큼의 덧셈 연산을 통해 간단히 구할 수 있다. 즉, 이러한 전처리 과정을 통해 본 발명의 실시예들은, 모든 화소에 대하여 생성되는 3차원 데이터에 대한 복잡한 연산으로 인한 처리 속도의 증가를 피할 수 있으므로, 빠른 연산 속도를 갖는다.

[0080] 도 8은 최소 평균 제곱 오차를 이용하여 스페클을 제거하는 과정을 도시한 블록도로서, 유사 패치들을 정렬된 후, 3차원 데이터를 이용하여 스페클을 제거하는 과정을 도시하고 있다.

[0081] 도 8을 참조하면, 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성하는 과정은, 우선 복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들에 대한 평균값을 계산(S810)하고, 상기 패치들의 화소값과 상기 평균값의 차(S820)로부터 최소평균제곱오차(minimum mean square error, MMSE) 이득(S830)과 스페클 압축 이득(S840)을 각각 산출하여 가산(S850)한다. 그런 다음, 가산(S850) 결과에 상기 평균값을 가산(S860)하여 스페클이 제거된 화소값을 산출하게 된다.

[0082] 특히, 상기 스페클이 제거된 화소값을 산출하는 과정은, 상기 초음파 영상의 화소값과 화소별 평균값의 차이를 앞서 수학식 14를 통해 소개한 이득을 이용하여 변화시킨 값을 미리 예측된 상기 초음파 영상의 화소별 평균에 가산함으로써 수행될 수 있다. 보다 구체적으로, 이러한 이득 $\frac{\sigma^2_{u(i,j,k)}}{\sigma^2_{v(i,j,k)}}$ 은, 유사 패치들에 대한 원본 초음파 영상의 분산을 상기 유사 패치들에 대한 입력 초음파 영상의 분산으로 제산한 값으로 설정될 수 있다.

[0083] 한편, 본 발명의 실시예들이 전처리 과정을 통해 초음파 영상에 대해 화소별로 상기 초음파 영상의 국부적인 평균과 분산을 포함하는 국부 통계 정보(local statistical information)를 미리 생성할 수 있음을 설명한 바 있다. 따라서, 이후 후처리 과정 중, 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성하는 과정은, 복원하고자 하는 화소에 대하여 유사 패치들의 수만큼 미리 생성된 국부 통계 정보를 가산함으로써 스페클이 제거된 화소값을 간단히 산출할 수 있게 된다.

[0084] 이제, 앞서 도 3에서 간단히 소개한 바 있는 거리 임계값의 결정에 관하여 설명하도록 한다.

[0085] 본 발명의 실시예들에서 유사 패치를 결정하는 조건은 다음의 수학식 21과 같다.

수학식 21

[0086] $$\left\| v(p_{i,j}) - v(p_{x,y}) \right\|_2^2 \le d_{th}$$

[0087] 여기서 $p_{i,j}$는 복원할 화소를 포함한 패치, $p_{x,y}$는 검색 영역에 포함되는 패치를 나타내고, d_{th}는 거리 임계값이다. 스페클 영상의 균일한 영역에서 FFS(fully formed speckle) 조건을 만족할 경우 로그 압축(log compression) 후의 분포가 가우시안 분포를 보이기 때문에 유사도를 측정하는데 스페클은 영향을 주지 않는다. 따라서, 균일한 영역은 고정된 거리 임계값을 사용하여 스페클을 제거할 수 있다. 그러나, 앞서 간략히 설명하였듯이 균일하지 않은 매질이 존재하는 영역, 즉, 조직의 경계나 장기의 표면과 같은 영역에서는 가우시안 분포의 가정을 만족시키지 않을 수 있기 때문에 유사도를 측정하는데 스페클의 영향을 받을 수 있다. 균일한 영역에서는 유사 패치들의 평균값을 이용하여 스페클을 억제시키지만 균일하지 않은 영역에서의 유사 패치의 평균값은 스페클을 억제하는 동시에 특징 성분을 강화시키는 역할도 한다. 그러나, 스페클에 오염되어 유사한 패치들로 인식되는 것들이 많을 경우 그 평균값은 오히려 에지 등을 부드럽게 만들 수 있다. 따라서, 유사 패치의 측정 기준을 강화할 필요가 있다.

[0088] 도 9는 거리 임계값에 대한 LMSE(Laplacian mean square error)의 변화 및 에지 보존 성능을 예시한 그래프로서, LMSE가 최저값을 지난 후부터 거리 임계값이 커질수록 LMSE 값이 계속 증가하는 것을 볼 수 있다. 즉, 임계값이 커지면 에지 성분의 부드러운 정도가 커진다. 따라서, 임계값의 변화 정도에 따라 초음파 영상의 특징 성분들이 보존되는지 여부가 결정된다. SRAD(speckle reducing anisotropic diffusion)에서 분산값(coefficient of variance, CV)이 스페클 제거에 중요한 역할을 하게 되는데, 국부적인 분산값은 SRAD가 실행되는 동안 에지의 부드러운 정도를 제어한다. 즉, 특정 구조나 에지를 포함하여 균일하지 않은 영역에서 부드러움의 정도를 감소시켜서 초음파 영상의 세밀한 부분을 보존하고, 균일한 영역에서는 부드러움의 정도를 강화하여 스페클을 더욱 효과적으로 감소시킨다. 이러한 거리 임계값과 국부 분산값의 역할을 본 발명의 실시예들에 따른 스페클 제거 알고리즘에 적용하고 패치의 분산을 이용하여 거리 임계값을 변화시킨다. 변형된 d_{th}은 다음의 수학식 22와 같다.

수학식 22

[0089] $$d_{th}^{'}(i,j) = d_{th}\left(1 - \frac{CV_{i,j} - CV_{\min}}{CV_{\max} - CV_{\min}}\right)$$

[0090] 여기서, $CV_{\max}$와 $CV_{\min}$는 각각 국부 분산값의 최대, 최소값이고, $CV_{i,j}$는 (i,j) 번째 화소의 국부 분산값이다. 변형된 유사 패치 평가 조건은 다음의 수학식 23과 같다.

수학식 23

[0091] $$\left\| v(p_{i,j}) - v(p_{x,y}) \right\|_2^2 \le d_{th}^{'}$$

[0092] 여기서 $d_{th}^{'}$는 변형된 거리 임계값을 나타낸다.

[0093] 이제, 거리 임계값을 변화시키면서 얻은 유사 패치를 이용하여 스페클을 제거할 경우, 임계값을 분산값의 증가에 따라 감소하도록 변화시켰을 때 에지 성분이 더욱 보강된 것을 확인할 수 있었다.

[0094] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 유사 패치를 이용하여 초음파 영상의 스페클 제거 장치(100)를 도시한 블

록도로서, 도 2의 각 과정을 하드웨어의 관점에서 재구성한 도면이다. 따라서, 여기서는 설명의 중복을 피하기 위해 각 구성의 기능을 중심으로 스페클 제거 과정을 약술하도록 한다.

[0095] 입력부(10)는, 초음파 영상을 입력받는 수단이다.

[0096] 메모리(20)는, 상기 초음파 영상으로부터 스페클(speckle)을 제거하는 프로그램을 저장하고, 프로세서(30)는 적어도 하나가 구비되어 상기 스페클을 제거하는 프로그램을 구동하게 된다. 이때, 상기 메모리(20)에 저장된 프로그램은, 상기 초음파 영상 내에서 스페클(speckle)을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치(patch)와 영상 특징이 유사한 유사 패치들을 검색하고, 유사도가 가장 높은 위치로 상기 유사 패치들을 정렬(alignment)하며, 복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들을 이용하여 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성하는 명령어를 포함한다. 이렇게 생성된 초음파 영상은 별도의 디스플레이부(50)를 통해 표시될 수 있다.

[0097] 여기서, 상기 프로세서(30)는, 상기 초음파 영상 내에서 스페클을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치와 검색 영역을 설정하고, 상기 검색 영역 내에서 비교 위치를 변화시키면서 복원하고자 하는 화소를 포함하는 패치와 상기 검색 영역에 포함되는 패치 간의 유클리디언 거리(Euclidean distance)를 산출하며, 산출된 상기 유클리디언 거리가 거리 임계값 이하인 경우를 유사 패치로 결정함으로써, 상기 유사 패치들을 검색할 수 있다. 또한, 상기 검색 영역은, 스페클을 제거하여 복원하고자 하는 위치를 중심으로 미리 설정된 범위이고, 상기 초음파 영상의 전체 영역보다 상대적으로 작은 크기인 것이 바람직하다. 나아가, 상기 프로세서(30)는, 상기 거리 임계값을 미리 산출된 국부적인 분산엔 반비례하여 감소하도록 조절함으로써, 화소값의 균일한 정도에 비례하여 초음파 영상의 에지(edge) 성분의 부드러운 정도가 변화되는 것이 바람직하다.

[0098] 상기 프로세서(30)는, 상기 유사 패치들을 화소 단위로 이동시켜 배치하되, 상호 상관 계수를 산출하고, 유사도가 가장 높은 위치로서 상호 상관 계수가 가장 큰 값을 갖는 위치를 복원할 패치의 중앙 화소에 일치시킴으로써, 상기 유사 패치들을 정렬할 수 있다.

[0099] 또한, 상기 프로세서(30)는, 상기 복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들에 대한 평균값을 계산하고, 상기 패치들의 화소값과 상기 평균값의 차로부터 최소평균제곱오차(minimum mean square error, MMSE) 이득과 스페클 압축 이득을 각각 산출하여 가산하며, 가산 결과에 상기 평균값을 가산하여 스페클이 제거된 화소값을 산출할 수 있다. 이때, 상기 프로세서(30)는, 상기 초음파 영상의 화소값과 화소별 평균값의 차이를 미리 설정된 이득을 이용하여 변화시킨 값을 미리 예측된 상기 초음파 영상의 화소별 평균에 가산함으로써, 상기 스페클이 제거된 화소값을 산출할 수 있다. 여기서, 상기 이득은, 유사 패치들에 대한 원본 초음파 영상의 분산을 상기 유사 패치들에 대한 입력 초음파 영상의 분산으로 제산한 값으로 설정될 수 있다.

[0100] 한편, 초음파 영상의 스페클 제거 장치(100)는, 상기 초음파 영상에 대해 화소별로 상기 초음파 영상의 국부적인 평균과 분산을 포함하는 국부 통계 정보(local statistical information)를 미리 생성하여 저장하는 저장부(15)를 더 포함하는 것이 바람직하다. 이 경우, 상기 프로세서(30)는, 복원하고자 하는 화소에 대하여 상기 유사 패치들의 수만큼 미리 생성된 국부 통계 정보를 가산함으로써 스페클이 제거된 화소값을 간단히 산출할 수 있다.

[0101] 도 11은 본 발명의 실시예들에 따른 스페클 제거 기술을 이용하여 원본 초음파 영상 (a)로부터 스페클이 제거된 영상 (b)를 예시한 도면이다. 원본 초음파 영상 (a)에 비해 영상 (b)가 스페클이 제거되어 상대적으로 해부학적 구조 내부의 경계가 뚜렷해지고, 조직들 사이의 대비와 영상의 품질이 향상되었음을 확인할 수 있다.

[0102] 상기된 본 발명의 실시예들에 따르면, 초음파 영상의 자기 유사 특성에 의한 패치 반복성(patch recurrence)를 이용하여 유한한 개수의 유사 패치만을 활용한 스페클 제거를 수행함으로써, 종래의 방식들에 비해 상대적으로 적은 연산량으로 빠른 스페클 제거가 가능하며, 스페클 제거 성능 또한 향상시킴으로써 의료 현장에서 보다 정확한 해석 및 진단의 근거 자료로서 초음파 영상을 제공할 수 있다.

[0103] 한편, 본 발명의 실시예들은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록 장치를 포함한다.

[0104] 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등을 포함한다. 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산 방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다. 그리고 본 발명을 구현하기 위한 기능적인(functional) 프로그램, 코드 및 코드 세그먼트들은 본 발명이 속하는 기술 분야의 프로그래머들에 의하여 용이

하게 추론될 수 있다.

[0105] 이상에서 본 발명에 대하여 그 다양한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명에 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

[0106] 100: 초음파 영상의 스페클 제거 장치

10: 입력부

15: 저장부

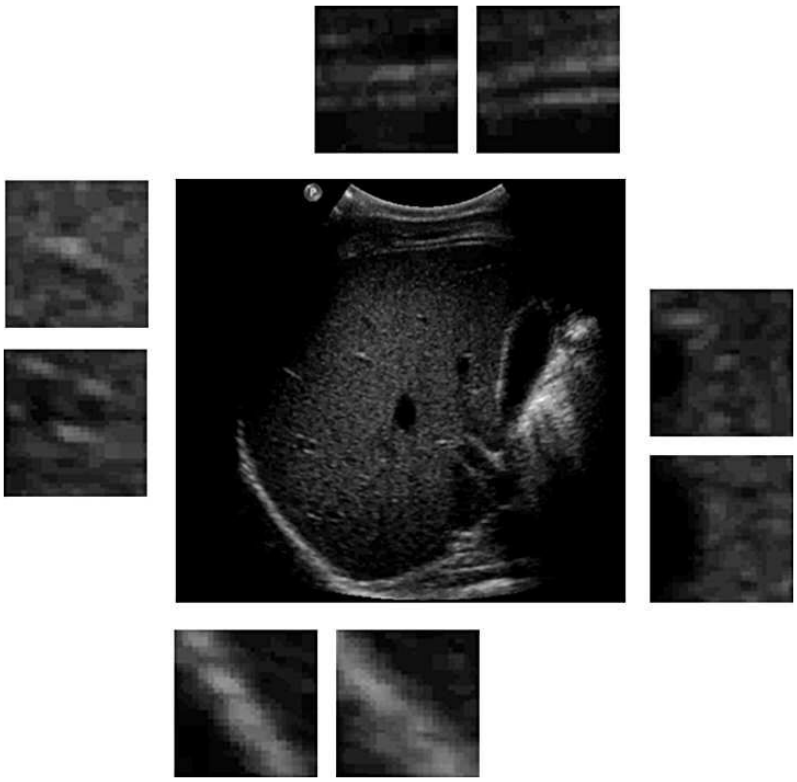
20: 메모리

30: 프로세서

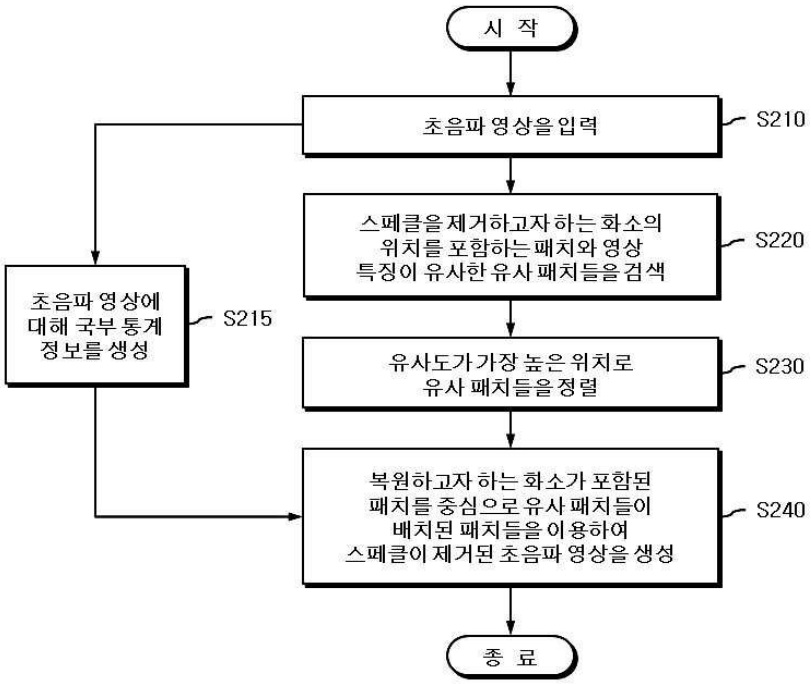
50: 디스플레이부

도면

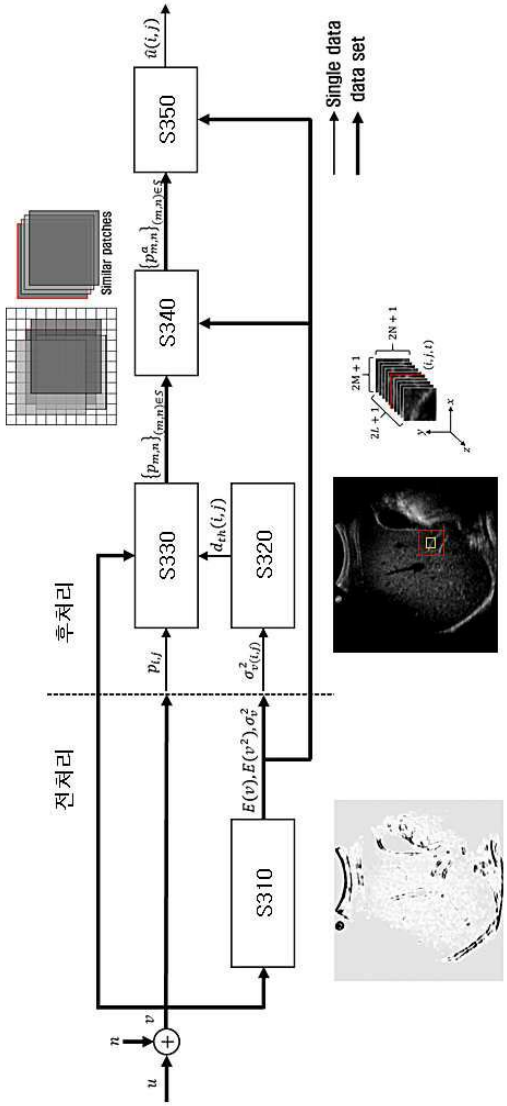
도면1



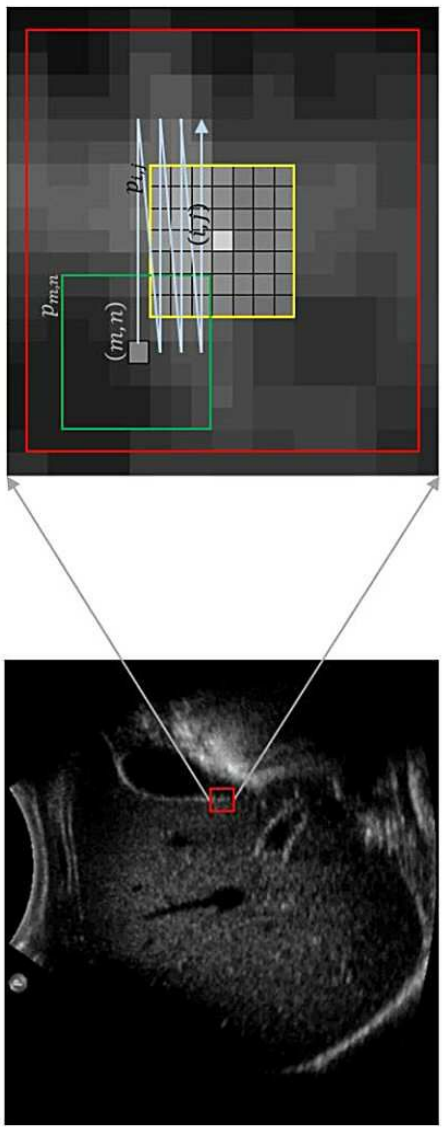
도면2


시 작
초음파 영상을 입력
S210
스페클을 제거하고자 하는 화소의 위치를 포함하는 패치와 영상 특징이 유사한 유사 패치들을 검색
S220
초음파 영상에 대해 국부 통계 정보를 생성
S215
유사도가 가장 높은 위치로 유사 패치들을 정렬
S230
복원하고자 하는 화소가 포함된 패치를 중심으로 유사 패치들이 배치된 패치들을 이용하여 스페클이 제거된 초음파 영상을 생성
S240
종 료

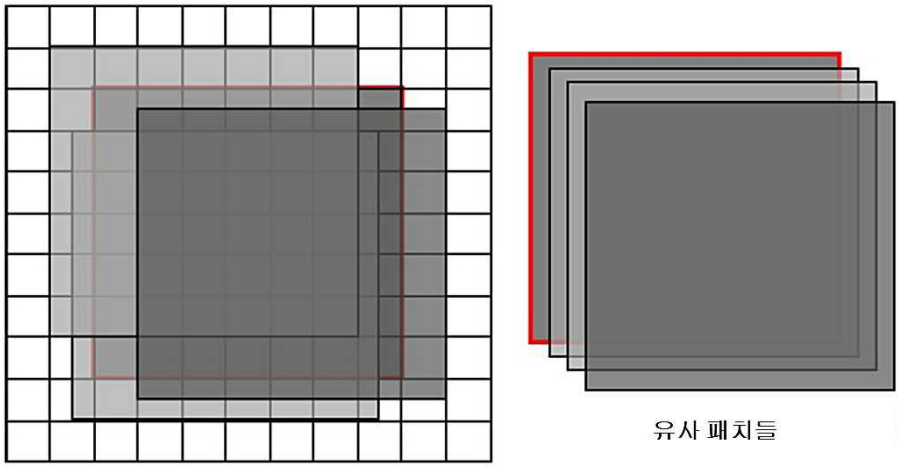
도면3


전처리
후처리
S310
S320
S330
S340
S350
Similar patches
Single data
data set

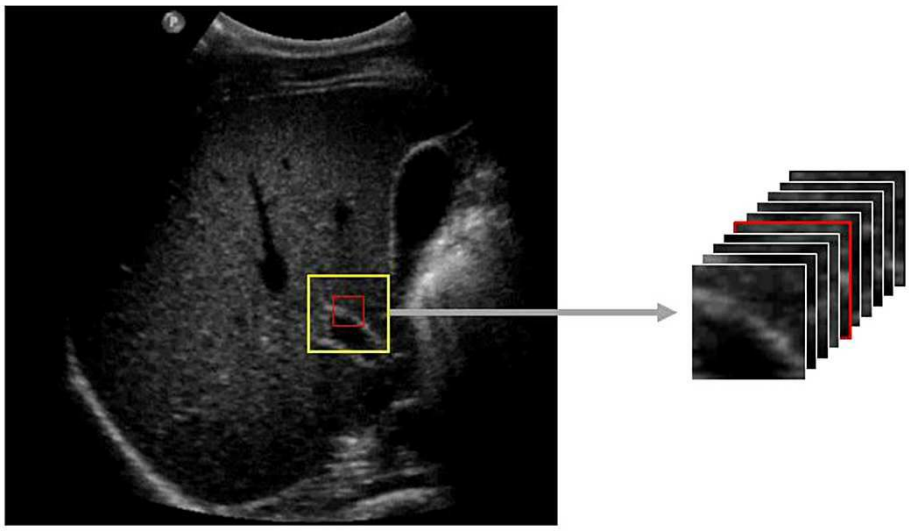
도면4



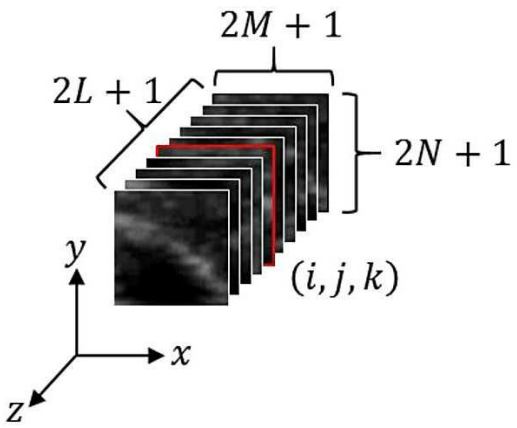
도면5



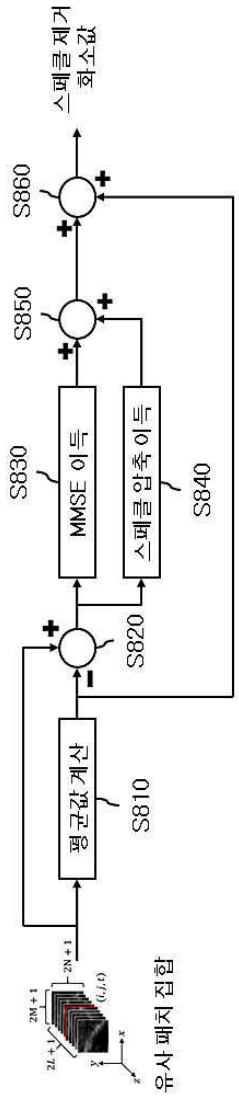
도면6



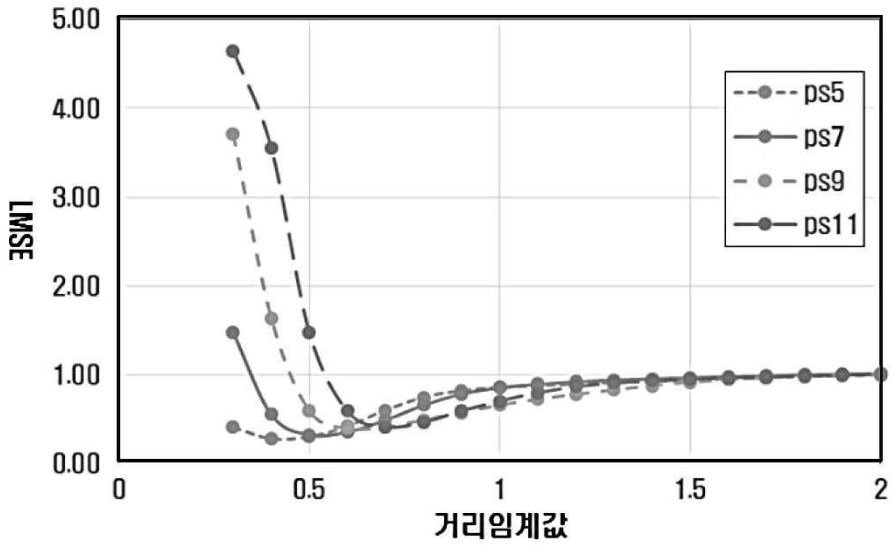
도면7



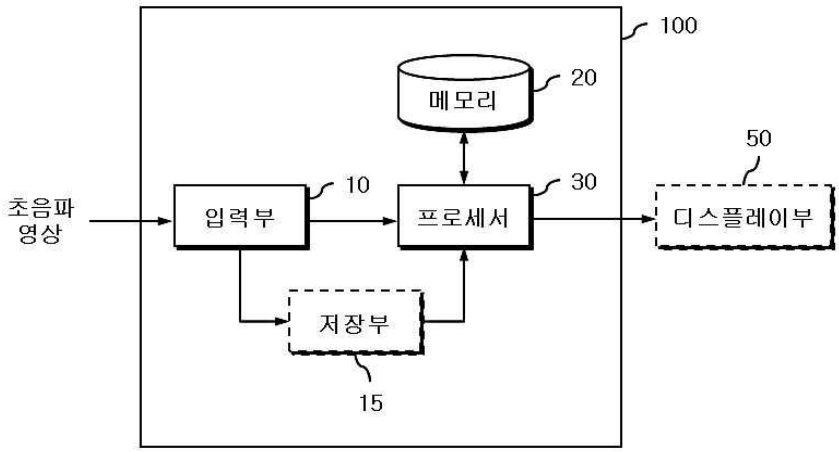
도면8


스페클 제거 화소값
S860
S850
S830
MMSE 이득
스페클 압축 이득
S840
S820
평균값 계산
S810
유사 패치 집합

도면9


5.00
4.00
3.00
2.00
1.00
0.00
LMSE
0
0.5
1
1.5
2
거리임계값
ps5
ps7
ps9
ps11

도면10



도면11

