

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.⁶
A61B 8/06

(11) 공개번호 특1999-007305
(43) 공개일자 1999년01월25일

(21) 출원번호	특1998-024006
(22) 출원일자	1998년06월19일
(30) 우선권주장	8/879,125 1997년06월19일 미국(US)
(71) 출원인	메디놀 리미티드 리치어 코비
(72) 발명자	이스라엘, 61581, 텔 아비브 빌딩 3, 키르야트 아티딩, 피.오.비. 5816 에후드 나크토미 이스라엘, 기바타임, 나-키스 스트리트 5 야곱 리크터 이스라엘, 47226 라마트 하샤론, 아나파 스트리트 8
(74) 대리인	김윤배, 이범일

심사청구 : 없음

(54) 혈관내 초음파 이미징 방법 및 장치

요약

본 발명은 혈관내 초음파 이미징 장치 및 방법을 제공한다. 초음파 장치를 포함하는 도뇨관은 신체의 루멘 내에 도입되고 신체의 루멘을 통해 이동된다. 상기 장치는 초음파 신호를 발신하고 신체의 루멘과 관련한 정보를 포함하는 반사된 초음파 신호를 탐지한다. 도뇨관에 결합된 프로세서는 탐지된 초음파 신호로부터 제1화상 또는 화상의 시리즈 및 제2화상 또는 화상의 시리즈를 유도하기 위해 프로그램된다. 또한, 상기 프로세서는 각각 제1화상 또는 화상의 시리즈에 제2화상 또는 화상의 시리즈를 비교하기 위해 프로그램된다. 제1화상에 대해 제2화상을 안정화시키기 위해 드리프트를 제한하기 위해 프로그램된다. 또한, 상기 프로세서는 심장혈관 주기성, 화상품질, 시간적 변경 및 혈관운동에 대한 제1 및 제2화상을 모니터링하기 위해 프로그램된다. 또한, 상기 장치는 화상의 제1시리즈 및 화상의 제2시리즈를 매칭시킬 수 있다.

대표도

도1a

명세서

도면의 간단한 설명

도 1a 및 도 1b는 각각 극성 및 데카르트 좌표에 디지털화 벡터로 배열된 화상의 2차원 배열 또는 매트릭스를 나타낸 도면,

도 2는 데카르트 좌표에 2개의 연속화상간 시프트 평가의 결과를 나타낸 도면,

도 3은 극성 및 데카르트 좌표에 드리프트 현상의 발생을 설명하는 화상을 나타낸 도면,

도 4는 화상에 안정화 동작(순환 및 데카르트 시프트)을 수행하는 효과를 나타낸 도면,

도 5는 화상의 극성 표시와 화상의 데카르트 표시로 표현된 신체상의 루멘의 전체적인 수축 또는 팽창을 나타낸 도면,

도 6은 본 발명에 따라 처리하기 위한 4개의 구획으로 분할된 화상을 나타낸 도면,

도 7은 국부적 혈관운동이 검파된 데카르트 및 극좌표에 혈관을 나타낸 도면,

도 8은 그래픽 형태로 실제 관상동맥 혈관의 국부적 혈관운동 모니터링 결과를 나타낸 도면,

도 9는 동기화 방법으로 그래픽적으로 플롯된 ECG 및 교차-상관계수를 나타낸 도면,

도 10은 연속화상(상부 행으로 나타낸 1에서 10까지의 번호)에 속하는 교차-상관계수 값(중간 행)과 내부 교차-상관관계(하부 행) 그룹의 표이다.

도 11은 IVUS 화상에 인공물을 나타내는 교차-상관계수의 플롯을 나타낸 도면,

도 12는 3개의 기준구획, 즉 용액이 흐르는 루멘, 실제 혈관 및 주위를 둘러싸는 조직으로 분할된 IVUS 화상을 나타낸 도면,

도 13은 시간적 필터링의 결과를 나타낸 도면,

도 14는 루멘의 자동적인 추출을 위한 알고리즘의 결과에 의한 화상을 나타낸 도면,

도 15는 제1필름의 시간 시퀀스(좌측 열), 제2필름으로부터의 기준구획(중간 열) 및 기준구획의 화상에 대응하는(또는 매칭) 제1필름으로부터의 화상(우측 열)을 나타낸 도면이다.

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술분야 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 혈관내의 초음파(IVUS: Intravascular Ultrasound)를 위한 강화된 화상 및 신호처리 장치 및 방법에 관한 것으로, 특히 IVUS 화상의 품질 및 실용성을 강화시키는 IVUS 화상 및 신호정보를 처리하기 위한 방법 및 장치에 관한 것이다.

IVUS 화상은 혈관내에 삽입된 도뇨관(catheter) 주위에 도뇨관을 따라 도뇨관의 끝에 위치한 변환기(transducer) 또는 변환기 어레이(array)와 같은 장치에 의해 투입된 초음파 에너지의 빔으로 얻어진다. 장치로부터의 초음파 빔은 화상이 횡(X-Y)평면에 형성된 360° 내부교차단면화상을 형성하는 혈관내에서 계속해서 순환된다. 특정한 장치 구성에 의해, 화상은 장치의 동일한 횡평면이나 장치의 횡평면의 약간의 전방(즉, 말단)을 갖는 횡평면으로부터 얻어진다. 도뇨관이 혈관내로 혈관을 따라 이동되면, 혈관의 여러가지 구획(연속적인 교차부의 시리즈)의 화상이 형성되어 디스플레이 된다.

IVUS는 동맥, 정맥 및 다른 말초혈관을 포함하여 모든 혈관의 타입에 이용되고, 신체의 모든 구획에 이용된다.

수신된(검파된) 초음파 신호는 본래 아날로그 신호이다. 이 신호는 디지털화 데이터로 이루어지는 벡터의 세트(set)를 형성하기 위해 아날로그 및 디지털 방법을 이용하여 처리된다. 각각의 벡터는 혈관의 다른 각도의 영역, 즉 혈관부의 초음파 응답을 나타낸다. 각 벡터(축의 샘플링 분석)에 데이터 성분수와 혈관의 완전교차부(측면의 샘플링 분석)를 스캔하기 위해 사용된 벡터수는 사용된 시스템의 타입에 따라 변경된다.

디지털화 벡터는 극좌표 $A(r, \theta)$ 를 갖는 2차원 배열 또는 매트릭스로 초기에 변경된다. 예컨대, X축은 r좌표에 대응하고 Y축은 θ 좌표에 대응한다. 매트릭스의 각 값은 그 위치에서의 초음파 응답의 세기를 나타내는 값(시스템이 8비트일 경우, 0~255로 범위되는)이다.

이 극성 매트릭스는 결과로 생기는 화상이 의사에 의해 쉽게 해석되지 않기 때문에 디스플레이로 보통 전사되지 않는다. 극성 매트릭스 $A(r, \theta)$ 로 저장된 정보는 몇 개의 단계를 거쳐 의사에 의해 보다 쉽게 해석되는 데카르트(Cartesian) 좌표, 즉 X 및 Y좌표(X,Y)에 가입된다. 따라서, 매트릭스 $A(X,Y)$ 의 X 및 Y축은 혈관 단면의 데카르트 표시에 대응한다. 데카르트 매트릭스에 정보는 처리과정을 더 거쳐 결국 의사에 의해 해석하기 위해 디스플레이 된다. 화상은 시스템에 따라 가변율로 획득하여 디스플레이 된다. 몇몇 시스템은 비디오 디스플레이율, 즉 초당 약 30화상을 획득하여 디스플레이 할 수 있다.

신체상의 루멘(lumen), 즉 혈관부의 IVUS 검사는 보통 재조사되는 구획에 도뇨관 말단(즉, 아래에)을 위치시킴으로써 수행된 다음 도뇨관은 구획을 형성하는 연속화상이 연속적으로 디스플레이되도록 신체의 루멘(Z-축)을 따라 천천히 뒤로 풀백된다. 많은 경우에 있어서, 도뇨관은 일정한 속도(즉, 통상 속도가 약 0.5~1 mm/sec)로 도뇨관을 끌어당기는 기계적인 풀백장치에 연결된다.

오늘날의 IVUS 화상시스템에 있어서는 상기 기술한 신체의 루멘, 즉 혈관 단면을 디스플레이하기 위한 기술이 보통 이용된다. 그러나, 이들 시스템은 도뇨관 및/또는 신체의 루멘, 즉 혈관의 움직임을 보상하는 안정화된 화상의 어떠한 형태도 포함하지 않기 때문에 불충분하다. 신체의 루멘을 IVUS 이미징(imaging)동안 항상 동작이 도뇨관 및/또는 신체의 루멘에 의해 나타내지는 것이 잘 알려져 있다. 이 동작은 혈관축(Z축) 또는 이들 움직임을 조합을 따라 횡축(X-Y)면에 나타나야만 한다. 또한, 이미징 도뇨관은 이미징 면이 Z축(이 움직임을 모서리 부분으로 끝나는)에 직각을 이루지 않도록 혈관에 대해 기울어질 수 있다. 이들 움직임은 심장박동, 루멘을 통해 흐르는 혈액 및/또는 다른 액, 혈관운동, 의사로부터 가해진 힘 및 환자의 생리 리듬에 의한 다른 힘들에 의해 야기된다.

오늘날 IVUS 시스템에 있어서, 이미징 도뇨관이 움직이지 않거나 수동 또는 기계적인 풀백(pullback)이 느리게 수행될 경우, 도뇨관 및 루멘간 상대적 움직임은 연속 화상, 즉 디스플레이 및/또는 필름 또는 비디오상에 보여지는 외관 형상을 변경하기 위한 근본요인이다. 이 외관 형상에 변경은 움직임에 의한 화상의 변경율이 풀백에 의한 실제 형태의 변경율보다 크기 때문에 발생한다.

안정화는 화상이 연속 화상의 도뇨관 및 루멘간 상대적 움직임을 보상할 때 일어난다. 오늘날, 안정화를 수행하는데 이용된 IVUS 시스템이 전혀 없기 때문에, 도뇨관 및 루멘간 상대적 움직임의 보상 또는 정정은 없다. 결과적으로, 형태학적인 특징은 디스플레이 및/또는 필름 또는 비디오에 일정하게 움직이거나 순환되는 것이다. 이것은 의사가 IVUS 다이내믹 디스플레이에 형태를 정확히 해석하는데 어려움을 준다. 더욱이, 불안정화 IVUS 화상은 3차원(3D) 복원과 같은 처리 알고리즘이나 연속 화상의 세트를 처리하는 필터의 다른 타입에 입력으로 제공되고, 이것은 저하된 성능 및 진단 또는 부정확한 결정을 이끌 수 있다.

현재 IVUS 이미징 장치 또는 도뇨관은 종종 전자 또는 기계적인 원인의 고장을 일으킨다. 이것은 인지되거나 인지되지 않은 인공물 모두를 나타내고 실제 형태를 흐리게 하는 디스플레이된 화상을 야기할 수 있다. 현재, 혈관 또는 신체의 루멘 화상의 분석을 방해하는 화상 집단 이들 인공물의 타입인지를 결정하는 자동적인 방법은 없다.

심장혈관 기능의 반응은 보통 주기적이다. 이 주기성의 검파 및 그것이 속하는 심장 사이클에 시간위상

과 화상간 상관관계를 확립하는 능력은 심장 게이팅(gating)과 관련된다.

현재, 심장 게이팅은 외부신호, 보통 ECG(Electro-Cardiogram)를 사용함으로써 수행된다. 그러나, ECG는 ECG신호의 획득과 IVUS 화상에 인터리빙(interleaving; 또는 동기화)을 요구한다.

혈관의 IVUS 화상에 형태적 특징은 일반적으로 3개의 구획으로 분류될 수 있다: 루멘, 즉 혈액 또는 신체의 다른 액이 흐르는 영역; 혈관층; 외부, 즉 혈관 외부에 조직 또는 형태. 대부분의 IVUS 필름(화상)에 혈액은 작은 얼룩(speckular)패턴을 변경시킴으로써 특성화 된다. 또한, 혈관의 외부는 높은 시간주파수로 교체한다. 현재, 픽셀의 시간적 반응 및 그들 조직상의 특성은 자동적으로 모니터되지 않는다.

신체의 루멘, 즉 혈관의 관계에 있어서 혈관운동은 루멘, 즉 혈관의 직경을 변경함으로써 정의된다. 이러한 변경은 자연환경이나 이하의 도입된 조건에 의해 야기된다. 혈관운동은 루멘의 크기, 예컨대 심장 혈관 사이클동안 혈관 직경(수축과 팽창)의 동적변경인 동적성분과 루멘, 예컨대 혈관의 기준선 직경의 변경인 기준선 정적성분을 갖는다.

혈관운동은 소정 조건하에서 직경을 변경시키는 루멘, 즉 혈관의 능력을 나타내는 양의 생리학적 파라미터로서 표현될 수 있다. 이들 파라미터의 타입은 현재 및 아마도 미래 의학에 도입되고 루멘, 즉 혈관의 상태와 실시된 치료의 효과에 관한 정보를 제공하는데 진단상 중요성을 갖는다.

IVUS는 루멘의 기준선 직경의 화상과 동적 변경을 제공하기 때문에 혈관운동을 모니터하기 위해 이용될 수 있다. 또한, IVUS는 동일한 크기 및 방향에 루멘 수축/팽창의 전체 단면에 혈관운동이 전체적(균일한)인지를 모니터하기 위해 이용될 수 있다. 또한, IVUS는 루멘의 직경에 국부적인 변경을 이끄는, 즉 다르게 반응하는 루멘 단면의 다른부분에 혈관운동이 비균일한지를 결정하기 위해 이용될 수 있다.

현재, IVUS에 의해 모니터링 하는 혈관운동의 모든 타입은 수동으로 수행된다. 이것은 시간을 낭비하여 지루하고, 실시간으로 혈관운동을 모니터링 하는 것을 방해한다.

IVUS 화상의 해석은 정적 화상 합성의 분석과 그들 시간적 반응을 모니터링 하는 것을 통해 성취될 수 있다. 대부분의 IVUS 화상은 기준구획으로 분할 될 수 있다. 가장 내부는 루멘, 즉 혈액이 흐르는 공동(cavity;空洞)의 흐름 통로이다. 주위의 흐름 통로는 조직(플라크(plaque), 병들었다면)의 다층으로 구성되는 혈관 및 어떤 다른 신체상의 관을 포함하는 실제 관이다. 외부는 주위를 둘러싸는 조직, 즉 관상동맥의 혈관 화상에 심장에 속하는 관의 다른 조직이다.

IVUS 필름이 동적으로 보여질 경우, 즉 필름 판(format)에 있을 경우, 픽셀은 혈관을 통해 흐르는 혈액에 부합되고, 혈관 자체보다 다른 시간적 반응을 나타내는 혈관 외부의 조직에 부합된다. 예컨대, 대부분의 IVUS 필름에 있어서 혈관을 통해 흐르는 혈액은 작은 얼룩 패턴을 자주 교체함으로써 특성화 된다. 또한 혈관 외부에 조직은 빈번한 교체를 나타낸다. 현재, 동적 IVUS 화상에 픽셀의 시간적 반응은 자동적으로 모니터되지 않는다.

현재 IVUS 디스플레이가 시스템 내에 디자인 되면, 아주 빈번한 시간적 변경은 다수의 화상을 평균하는 수단에 의해 억제된다. 그러나, 이것은 때때로 아주 넓은 크기, 즉 브라이트 그레이(bright gray) 값으로 형태의 출현을 억제하는데 실패하고, 또한 얼룩의 영향을 받는다.

루멘의 흐름 통로의 크기는 매우 중요한 진단상의 파라미터이다. 그것은 진단을 위해 요구될 때, 의사에 의해 수동적으로 결정된다. 이것은 비디오 또는 기계적인 디스플레이에 고정된, 즉 동적화상에 포개진 흐름 통로 경계의 윤곽을 그림으로써 성취된다. 이 수동 추출의 방법은 시간을 소비하고, 부정확하며, 바이어스에 영향받기 쉽다.

현재, 흐름 통로의 자동적 추출을 위한 상업적인 처리 소프트웨어가 있다. 그러나, 이들은 동적화상의 그레이 값 구성에 기초되고 혈관층에 반대 통로를 통해 흐르는 혈액으로 나타낸 다른 시간적 반응을 고려하지 않는다.

혈관의 처리동안 동일한 혈관 부분에 IVUS 끌어당김 검사를 반복하는데 통상 실용적이다. 예컨대, 통상 상황은 우선, 문제의 부분을 다시보고, 병(만약 있다면)을 평가하고, IVUS 도뇨관을 제거하고, 치료 옵션을 고려하여 치료 즉 PTCA-balloon 또는 스텐팅(stenting)을 수행한 다음 즉시 치료 결과를 평가하기 위해 IVUS를 이용하여 처리된 부분을 재검사한다. 결과를 적절히 평가하고 실시된 치료의 효과를 완전히 평가하기 위해, 혈관의 Z-축(즉, 대응하는 부분)을 따라 동일한 위치에 위치되는 혈관의 단면을 반영하는 전처리된 그리고 후처리된 부분의 화상이 비교되는 것이 바람직하다. 이 비교를 수행하기 위해, 전처리된 IVUS 화상과 후처리된 IVUS 화상의 필름에 위치가 또 다른 하나에 대응하도록 결정되어야만 한다. 이 과정은 전처리 및 후처리 IVUS 화상의 정확한 비교를 가능하게 하는 매칭(레지스트레이션(registration))이라 불리는 과정이다.

현재, 매칭(matching)은 시각적으로 또 다른 하나에 대응하는 시퀀스를 위치시키기 위해 확인할 수 있는 구조상의 랜드마크(landmark)를 이용함으로써 전처리 및 후처리 부분, 다른 것 다음에 어느 하나, 또는 나란한 어느 하나의 IVUS 풀백 필름을 봄으로써 보통 수행된다. 이 방법은 안정화의 부재와 전처리 부분의 IVUS 풀백 필름에서 발견된 많은 구조상의 랜드마크가 혈관에 실시된 치료의 결과로 방해되거나 변경되기 때문에 화상이 불안정하고 종종 디스플레이 주위를 순환하고/또는 움직이는 것을 고려하면 이 방법은 극히 부정확하고 달성하기에 너무나 어렵다. 더욱이, 혈관의 방향 및 위치는 치료가 완료된 후 제거 및 재삽입으로 인해 혈관에 대해 IVUS 도뇨관의 다른 위치 및 상대적 위치의 결과로 변경될 것이다. 수행된 매칭은 수동이고 극단적으로 시간을 소비하고 부정확해질 수 있는 수동의 시각식별에 우선 의존한다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명은, 현재 시장의 IVUS 이미징 시스템과 관련된 문제를 해결하고 의사가 정확한 IVUS 화상과 평가되는 조직의 화상 시퀀스를 제공하여 종래와 관련된 문제를 해결함으로써 보다 정확한 진단 및 평가를 가

능하게 하는 것에 그 목적이 있다.

발명의 구성 및 작용

상기 사정을 감안하여 이루어진 본 발명은 도뇨관 및 신체의 루멘에 여러 가지 동작의 타입에 의해 야기된 왜곡 및 부정확성을 제거하기 위해 IVUS 화상 및 신호정보를 처리한다. 따라서, IVUS 화상의 향상된 품질 및 효용성을 갖는다. 본 발명에 의해 제공된 장점은 선행 화상과 관련하여 개별 IVUS 화상이 안정화 됨으로써 후에 처리되는 다중화상의 부정효과가 제거되는 것이다. 각 화상에 움직임이 횡단타입이라면, 각 획득된 화상에 대해 완벽하게 보상되도록 동작을 가능하게 한다.

또한, 본 발명은 볼륨 복원 알고리즘이 신체의 루멘의 움직임을 안정화시킴으로써 조직을 정확하게 재생성할 수 있도록 한다. 본 발명은 루멘을 통해 이동하는 탐침(probe; 즉 초음파나 또 다른 것)이 관련 동작(즉, 탐침 및/또는 루멘의)을 경험하기 때문에 화상(IVUS나 또 다른)을 안정화시킬 필요가 있는 곳에 적용할 수 있고 소정 타입의 시스템에 유용하다.

본 발명은 신체의 루멘에 초음파장치에 의해 방사된 초음파 신호의 검파와, 극좌표($A(r, \theta)$)에 수신된 아날로그 신호의 변환, 극성 필드에 안정화, 데카르트 좌표($A(X, Y)$)에 안정화된 극좌표를 전환, 데카르트 필드에 안정화를 제공한 다음 디스플레이에 데카르트 좌표로서 안정화된 화상을 전달한다. 안정화된 화상, 극성 또는 데카르트 좌표는 모두 디스플레이에 앞서 더 처리되거나 디스플레이 되지 않을 것이다. 데카르트 좌표에 변환 및/또는 데카르트 필드에 안정화는 안정화 전이나 후에 극성 필드의 어떤 지점에서 행해질 것이다. 또한, 극성 또는 데카르트 안정화는 화상에 검출된 시프트(shift) 및/또는 다른 요인에 의해 생략된다. 더욱이, 안정화의 추가적인 형태는 검출된 시프트 및/또는 다른 요인에 의해 포함되거나 생략된다.

예컨대, 고정된 동작의 안정화는 극성 필드에 순환운동(각의) 또는 전체적인 혈관운동(r방향으로 팽창 또는 수축)과 데카르트 필드에 데카르트 치환(X 및/또는 Y방향)을 보상하기 위해 도입된다.

연속적인 화상의 표시중 횡축 고정된 동작은 시프트(shift), 즉 화상의 평면에 모든 형태학적인 특징의 동일한 동작이라 칭한다. IVUS 화상을 안정화시키기 위해, 수행된 제1단계는 시프트 평가 및 검파이다. 이것은 각 연속화상의 쌍간 시프트(만약, 있다면)가 평가되고 검파된 곳이다. 시스템은 그와 같은 화상간 시프트 되었는지를 결정하기 위해 연속 IVUS 화상의 쌍에 동작을 수행하는 프로세서를 이용한다. 프로세서는 단일 알고리즘을 이용하고 이러한 결정을 하는데 이용되는 다수의 알고리즘으로부터 선택된다.

상기 시스템은 화상에 시프트를 시뮬레이트 한 다음 선행 화상과 시프트된 화상을 비교하기 위한 알고리즘을 이용한다. 화상간 비교는 매칭으로 종래에도 잘 알려진 근사동작으로 잘 알려져 있다. 상기 시스템은 각 시프트를 위한 단일 근사동작을 수행한다. 일련 근사동작의 결과는 시프트되지 않은 선행 화상에 가장 유사한 시프트된 화상의 위치(방향 및 크기)를 결정하기 위해 평가된다. 화상은 과정중 다음 화상과 동일한 방법으로 비교될 수 있다. 실제 시프트가 결정된 후, 현재 화상은 선행 화상이 되고, 다음 화상은 현재 화상이 되는 상기 동작이 반복된다.

시프트 평가 및 검파를 이용하여 상기 시스템은 시프트의 방향 및 크기와 함께 횡단 시프트의 타입, 즉 순환, 팽창, 수축, 치환(데카르트) 등을 결정한다. 이것은 상기 시스템이 인접한 선행 화상과 관련한 각 화상을 안정화 시키기 위해 연속 IVUS 화상에 동작 또는 일련의 동작을 수행하는 곳이다. 이 안정화는 검파된 시프트를 취소하려는 하나 또는 다수의 리버스(reverse) 시프트를 이용한다. 상기 시스템은 알고리즘을 포함하고 각 리버스 시프트를 실행하기 위해 이용되는 다수의 알고리즘으로부터 선택된다. 리버스 시프트가 실제로 화상에 실행되는 것을 결정하는 로직은 시프트 로직과 관련된다. 일단, IVUS 화상이 검파된 동작의 원하는 타입으로 안정화 되면, 시스템은 안정화의 결과가 의사로부터 보여지는 곳을 더 처리하고 최종적으로 디스플레이 하기 위한 데카르트(또는 극성) 화상 정보를 전달한다. 즉, 안정화는 결과의 화상이 본래 안정화되지 않은 상태 또는 방향으로 디스플레이에 투영된 후, 안정화가 몇몇 다른 처리단계에 앞서 사용될 수 있는 센스로 사용자에게 가시화될 수 있다.

화상간 횡단 동작이 고정되는 것이 아니라 공간적 특성, 즉 화상의 다른 부분이 다른 방향으로 크기로 동작을 나타낼 것이다. 그 경우, 상기 기술한 안정화 방법이나 또 다른 타입의 방법은 그와 같은 동작을 보상하기 위해 공간적 원리로 수행될 수 있다.

본 발명은 ECG와 같은 외부신호 없이 IVUS 화상으로만 유도된 정보를 이용함으로써 심장 주기성의 검파를 제공한다. 본 처리과정은 안정화 과정에 부분적으로 이용되는 근사동작도 포함한다. 도뇨관이 안정화되거나 제어된 IVUS 폴백을 수행할 경우, 주기성(즉, 심장의 게이팅)을 검파하는 하나의 중요한 기능은 연속적인 심장 사이클에 동일한 위상에 속하는 화상의 선택을 가능하게 한다. 심장의 게이팅에 기초한 화상 선택은 화상이 연속적인 심장박동의 동일한 위상으로부터 선택된 센스로 모든 주기적 동작타입(횡단, Z-축 및 모서리진)의 안정화를 가능하게 한다. 예컨대, 디스플레이 되고 그들 서로간 갭(gap)을 만드는 IVUS 화상은 삽입된 화상에 채우고 디스플레이 함으로써 보상된다. 또한, 이 동작에 의해 선택된 IVUS 화상은 보다 더 처리하기 위해 앞으로 보내진다.

또한, 주기성 검파를 위해 사용된 근사 동작은 화상품질을 모니터링 하고 이미징 및 처리장치의 고장과 관련한 인공물을 나타내기 위해 이용된다.

시프트 평가를 위해 이용된 동작은 혈관운동을 자동적으로 나타낼 수 있다. 이것은 혈관 직경의 변경 때문에 다른 연속적인 화상을 야기하는 혈관운동으로 안정화 처리를 제공할 수 있다. 화상이 혈관운동에 대해 안정화 되면, 이 변경은 보상된다. 즉, 직경에 변경을 고려하여 정보는 생리적인 중요성을 가진 이후 디스플레이 된다. 혈관운동의 모니터링은 극성 표시, 즉 $A(r, \theta)$ 를 이용하여 연속적인 화상에 근사 동작을 적용함으로써 수행된다. 이들 동작은 원하는 정보의 타입에 따라 전체 화상간 또는 대응하는 개별 극성벡터간(연속적인 화상으로부터) 적용될 수 있다. 전체적인 혈관운동이 루멘 직경에 동일한 변경으로 표현되기 때문에, 전체 극성 화상을 고려한 근사 동작에 의해 평가된다. 일반적으로, 극성 표시의 전체적인 안정화에 적합한 동작은 전체적인 혈관운동을 평가하기 위해 이용된다.

IVUS 이미징 동안 어떤 조건하에서 동일하지 않은 혈관운동, 즉 신체의 루멘에 지정된 위치에 대응하는 IVUS 화상의 어떤 부분만의 움직임이 될 것이다. 이것은 예컨대, 동맥이 소정 위치에 플라크의 체증(bulldup)이 있는 곳에 발생함으로써, 플라크 빌드업이 없는 영역에만 동맥의 팽창 또는 수축을 가능하게 한다. 그와 같은 움직임이 검파되면, 시스템은 소정 알고리즘을 이용하여 인접한 화상에 대응하는 부분에 대해 개별적으로 그때 각각 처리된 다수의 부분에 신체의 루멘의 단면을 나타내는 초음파 신호를 분할할 수 있다. 결과적으로, IVUS 화상은 그 때 디스플레이 된다. 안정화의 이러한 형태는 개별적으로 이용되거나 상기 기술한 안정화 기술과 결합하여 이용될 수 있다. 즉, 혈관 직경에 국부적 변경을 고려하여 정보는 생리적인 중요성을 가진 이후 디스플레이 된다.

픽셀의 시간적 반응과 그들 조직상의 특성은 디스플레이 및 자동적인 분할의 향상을 위해 제공된다. 디스플레이 향상 및 분할 처리의 실행을 그때 안정화된 화상 환경에서 모니터하면 향상될 것이다.

본 발명에 따른 IVUS 화상의 시간적 반응은 자동적으로 모니터된다. 그와 같은 모니터링에 의해 추출된 정보는 IVUS 화상 해석의 정확성을 향상시키는데 사용된다. 시간적 반응의 결과로 혈관 외부에 조직과 혈관을 통해 흐르는 혈액과 같은 빠르게 변하는 특징을 필터링하고 억압함으로써, 정적화상과 동적화상, 즉 신(cine) 형태로 플레이된 화상에 혈관의 인간의 인식이 강화될 것이다.

자동적인 분할, 즉 혈관과 그 혈관을 통해 흐르는 혈액의 식별은 픽셀로 이루어짐으로써 형성된 조직 특성의 시간적 반응에 기초한 혈액을 자동적으로 식별하는 알고리즘을 이용함으로써 수행된다. 화상으로 부터 추출되는 시간적 반응은 몇 개의 목적을 위해 이용된다. 예컨대, 시간적 필터링은 화상 향상을 위해 수행되고, 픽셀 조직에 변경의 검파는 루멘과 그 범위의 자동적 식별을 위해 이용된다.

모든 IVUS에 있어서, 도뇨관 자체는 안정화를 수행하거나 모니터링에 앞서 화상으로부터 제거되는 것이 보다 바람직하다. 도뇨관 제거의 실패는 안정화 기술 및 모니터링을 악화시킨다. 도뇨관의 제거는 크기가 알려진 이후 자동적으로 수행된다.

또한, 본 발명은 혈관, 즉 전처리 및 후처리의 동일한 부분의 2개의 다른 IVUS 폴백 필름의 대응하는 프레임의 자동적인 식별(즉, 매칭 또는 레지스트레이션)을 위해 제공된다. 비디오, 필름 또는 디지털화된 형태로 캡처(capture)된 신체의 루멘의 동일한 부분의 제1 IVUS 폴백 필름, 즉 제1 IVUS 이미징 시퀀스를 제2 IVUS 폴백 필름, 즉 제2 IVUS 이미징 시퀀스와 비교하기 위해, 이미징 시퀀스는 동기화 되어야만 한다. 이 동기화를 달성하는 매칭은 2개의 IVUS 이미징 시퀀스의 세트에 속하는 연속적인 화상의 그룹 간에 수행하는 근사동작을 포함한다.

이미징 시퀀스 중에서 기준그룹이 한정된 연속적인 화상의 그룹이 선택된다. 이 그룹은 이미징 화상이 모두 디스플레이된 혈관의 일부분으로부터 선택되고 혈관의 조직이 치료로 인하여 변경되기 쉽기 때문에 치료가 실시되지 않는 부분이 될 것이다. 이 매칭 처리를 위한 또 하나의 조건은 2개의 이미징 시퀀스가 알려진 일정한 폴백율로 그리고 보다 바람직하게는 동일한 폴백율로 획득된다.

근사동작은 기준그룹의 화상과 제2 이미징 시퀀스로부터 추출된 동일한 연속 화상수를 갖는 제2그룹의 화상 간 수행된다. 이 화상의 제2그룹은 기준그룹에 대한 단일 프레임에 의해 그때 시프트되고 근사동작이 반복된다. 이것은 소정 시간동안 반복되고 각 프레임 시프트에 의한 근사는 최적의 근사를 결정하기 위해 비교된다. 최적의 근사는 2개의 이미징 시퀀스의 화상 간 프레임 치환을 결정한다. 이 치환은 대응하는 화상이 자동적으로 식별되고/또는 동시에 보여지도록 제1 및 제2필름에 리버스된다.

따라서, 대응하는 화상은 치료가 실시된 것의 유효성 또는 시간동안 조직에 변경을 결정하기 위해 보여진다.

또한, 상술한 다양한 안정화의 타입은 매칭 동작 전, 동작 동안 또는 동작 후에 2개의 시퀀스의 화상 간 또는 범위내에서 수행된다. 따라서, 2개의 필름은 동기화 방법 뿐만 아니라, 또 다른 하나와 관련하여 동일한 방향 및 위치에 디스플레이 될 수 있다.

(실시예)

이하, 본 발명의 실시예를 도면을 참조하면서 상세히 설명한다.

혈관내의 초음파(IVUS) 이미징 시스템에 있어서, 초음파 신호는 변환기 또는 변환기 어레이와 같은 초음파 장치에 의해 방사되어 수신되고, 처리되어 결국 디지털화 데이터로 이루어지는 벡터로 배열된다. 각 벡터는 신체의 루멘의 다른 각도 영역의 초음파 응답을 나타낸다. 각 벡터(즉 샘플링 해상도)에 데이터 성분수와 신체의 루멘의 완전 단면(나중의 샘플링 해상도)을 스캔하기 위해 이용된 벡터수는 사용된 지정 IVUS 시스템에 따른다.

디지털화 데이터는 도 1a에 도시한 2차원 배열 또는 매트릭스로 초기에 패킷화 된다. 일반적으로, 이 매트릭스는 극좌표, 즉 좌표 $A(r, \theta)$ 로 알려진 것을 갖는다. 도 1a에 도시한 매트릭스의 X-축은 r 좌표에 대응하고, 반면 매트릭스의 Y-축은 θ 좌표에 대응한다. 각 매트릭스의 값은 일반적으로 그레이 값, 예컨대 만약 8비트라면, 신체상의 루멘에 대응하는 위치에 초음파 신호의 세기를 나타내는 0~255의 범위이다. 이 극성 매트릭스는 혈관 단면의 데카르트 표시에 대응하는 X-축 및 Y-축을 갖는 도 1b에 나타낸 바와 같이 데카르트 매트릭스로 전환된다. 이 화상은 디스플레이 하기 위해 더 처리되어 전달된다. 초기 어레이와 디스플레이는 극성 또는 데카르트 좌표를 각각 이용한다. 매트릭스를 위한 값은 그레이 값 이외의 값, 즉 컬러(color) 값이나 다른 값이고 8비트 이하이거나 이상이다.

IVUS 이미징 폴백 과정동안 혈관과 관련된 신체상의 루멘, 및/또는 이미징 도뇨관은 몇 개의 관련 동작 모드를 거친다. 이들 동작의 타입은: (1) 화상의 평면으로 순환, 즉 극성 화상의 θ -좌표로 시프트; (2) 데카르트 치환, 즉 데카르트 화상의 X 및/또는 Y 좌표로 시프트; (3) 모든 혈관의 방사 수축 및 팽창에 의해 특성화된 전체적인 혈관운동, 즉 극성 화상의 r -좌표로 동일하게 시프트; (4) 다른 크기 및 방향을 갖는 혈관의 다른 부분의 방사 수축 및 팽창에 의해 특성화된 국부적 혈관운동, 즉 극성 화상의 r -좌표로 국부적 시프트; (5) 화상 내에 정확한 위치에 따라 변경되는 다른 조직 동작에 의해 특성화된 국부적 동작; 및 (6) 평면 동작 내내, 즉 화상의 평면에 수직이거나 거의 수직(모서리가 있는)이 되는

움직임.

연속적인 다루지 않은 화상의 안정화는 동작이 횡단면에 한정되기 때문에 상술한 동작의 (5)타입에 적용할 수 있다. 이들 동작의 타입은 선행 화상에 유사성이 극대화 되도록 각 현재 화상을 변형시킴으로써 보상될 수 있고, 안정화가 달성될 수 있다. 동작의 (3)타입은 또 다른 어느 하나에 화상의 전체나 큰 부분을 비교하는 근사동작을 이용하여 안정화 될 수 있다. 이것은 동작의 특성이 전체적이거나 고정되어 있기 때문이다. 동작의 (4) 및 (5)타입은 화상의 다른 부분이 다른 동작을 나타내기 때문에 국부화 원리의 근사동작을 적용함으로써 안정화 된다. 동작의 (6)타입은 국부화 원리의 근사동작을 적용함으로써 부분적으로만 안정화 될 수 있다. 이것은 동작이 횡단면에 한정되지 않기 때문이다. 이 동작의 타입은 심장혈관의 주기성 검파를 이용하여 안정화 될 수 있다.

이제, 이하에 기술한 국부적 안정화를 위한 방법에 의해 국부적 안정화를 위한 방법을 기술한다. 심장혈관의 주기성 검파를 이용한 안정화는 주기성 검파를 기술하는 부분에서 기술한다.

전체적인 안정화를 이루기 위해, 시프트 평가는 근사동작의 몇몇 타입을 이용하여 수행된다. 근사동작은 2개의 화상간 유사성을 측정한다. 시프트 평가는 제1화상을 변형하고 선행 제2화상에 근사를 측정함으로써 달성된다. 변형은 축 또는 단일 픽셀(또는 그 이상)에 의한 축의 조합(데카르트 좌표에 X 및/또는 Y , 극좌표에 r 및/또는 θ)에 따라 전체의 제1화상을 시프팅함으로써 달성된다. 일단 변형, 즉 시프트가 완전해지면, 변형된 제1화상은 미리 정해진 함수를 이용하여 선행 제2화상과 비교된다. 이 변형은 동일 및/또는 다른 축을 따라 추가적인 픽셀(또는 이상)의 제1화상을 시프팅하고 미리 정해진 함수를 이용하여 선행 제2화상에 전형된 제1화상을 비교함으로써 매번 반복된다. 모든 시프트가 구해진 후, 미리 정해진 함수를 이용하여 비교의 전체적인 극값의 위치는 제1화상 및 선행 제2화상간 움직임의 방향 및 크기를 나타낸다.

예컨대, 도 2는 데카르트 좌표에 2개의 연속화상간 시프트 평가의 결과를 나타낸다. 화상 A는 패턴, 즉 혈관의 단면을 나타내는 선행 화상이고, 중심이 4분면 매트릭스의 아래쪽 우측에 위치된다. 화상 B는 동일한 패턴을 나타내는 현재 화상인데 위쪽 좌측방향으로 이동하고 4분면 매트릭스의 상부 좌측에 위치된다. 혈관 중심 움직임의 크기 및 방향은 화살표로 나타났다. 아래쪽 매트릭스는 근사동작의 몇몇 타입을 이용하여 시프트 평가를 수행한 후에 결과 매트릭스인 C(시프트 X , 시프트 Y) 매트릭스이다.

근사동작을 수행하는데 이용될 수 있는 많은 다른 알고리즘 또는 수학적인 함수가 있다. 이들 어느 하나는 아마도 푸리의 변환을 이용한 교차-상관관계이다. 이것은 256×256 픽셀로 구성되는 각 현재 및 선행 화상이 FFT 알고리즘을 이용하여 각각 푸리에 변환된 것이다. 현재 화상의 FFT의 공액(conjugate)은 선행 화상의 FFT와 곱해진다. 그 결과, IFFT를 이용하여 역으로 푸리에 변환된다. 푸리에 변환을 이용한 교차-상관관계에 식은 이하와 같다:

$$C = \text{real}(\text{ifft2}(\text{fft2}(A)) * \text{conj}(\text{fft2}(B)))$$

여기서:

A = 선행 화상 매트릭스(예컨대, 256×256);

B = 현재 화상 매트릭스(예컨대, 256×256);

fft2 = 2차원 FFT;

ifft2 = 2차원 인버스 FFT;

conj = 공액;

real = 복합표현의 실제 부분;

* = 성분끼리의 곱셈;

C = 교차-상관관계 매트릭스.

푸리에 변환에 의해 수행된 교차-상관관계를 이용하여 근사를 구하는 것은 실제로 근사값이다. 이것은 무한 또는 주기함수 또는 매트릭스와 관련한 푸리에 변환에 수학공식 때문이고, 반면 실생활에 있어서 매트릭스(또는 화상)는 유한의 크기이고 주기적일 필요는 없다. FFT를 이용하여 교차-상관관계를 실행할 경우, 상기 방법은 양측에 주기성을 취한다.

결과적으로, 이 공식은 양호한 근사값이고 화상의 극성 표시의 θ -축에 실제상황을 반영하지만, 화상의 데카르트 표시의 X 축 또는 Y 축이나 극성 표시의 r 축에 실제상황을 반영하지는 않는다.

그점에 FFT를 이용한 교차-상관관계에 많은 장점이 있다. 우선, 교차-상관관계 매트릭스 C(시프트 X , 시프트 Y)는 이러한 기본동작에 의해 계산된다. 더욱이, FFT 동작의 효과적인 실행을 위한 하드웨어, 즉 푸리에 변환 칩 또는 DSP보드에 제공된다.

근사동작을 수행하기 위해 이용될 수 있는 또 다른 알고리즘은 직접 교차-상관관계, 표준화 또는 비표준화이다. 이것은 선행 화상에 대응하는 픽셀에 의해 현재 시프트된 화상에 각 픽셀을 곱하고 모든 결과를 합해 표준화 교차-상관관계의 경우에 표준화함으로써 달성된다. 각각 합계의 시프트 결과와 실제 시프트는 구해진 시프트중 가장 큰 합으로 나타낼 것이다. 교차-상관관계를 위한 공식은 이하의 식으로 나타낼 수 있다:

$$Q B(x\text{-shift} X, y\text{-shift} Y) * A(x, y)$$

$$C(\text{shift} X, \text{shift} Y) = \frac{\sum}{XY}$$

표준화 교차-상관관계의 공식은 이하와 같다:

$$C(\text{shiftX}, \text{shiftY}) = \frac{\sum_{xy} \left(\frac{Q(B(x-\text{shiftX}, y-\text{shiftY}) * A(x, y))}{Q(B(x-\text{shiftX}, y-\text{shiftY}) * B(x-\text{shiftX}, y-\text{shiftY}))} \right) \left(\frac{Q(A(x, y) * A(x, y))}{Q(A(x, y) * B(x-\text{shiftX}, y-\text{shiftY}))} \right)}{Q(A(x, y) * A(x, y))}$$

여기서:

A = 선행 화상 매트릭스;

B = 현재 화상 매트릭스;

* = 대응하는 픽셀과 픽셀의 곱셈;

Σ = 매트릭스에 모든 픽셀의 합;

C = 모두 수행된 시프트에 결과를 갖는 매트릭스.

교차-상관관계의 직접 방법을 이용하면, C(shiftX, shiftY)는 shiftX 및 shiftY의 모든 가능한 값을 구할 수 있다. 예컨대, A 및 B가 각각 256x256픽셀을 갖는 원래 매트릭스라면, -127에서 +128까지 범위되는 각 shiftX 및 shiftY는 shiftX 및 shiftY의 모든 가능한 값이 계산되는 C(shiftX, shiftY)를 위한 오더(order)로 전체의 256x256 = 65,536시프트 평가를 만들어 구해질 수 있다. 이들 완전한 평가에 의해 매트릭스의 전체적 최대점이 결정된다.

직접 교차-상관관계는 요구된 수학연산수를 감소시킴으로써 보다 효과적으로 수행될 수 있다. 화상간 실제 시프트를 검사하기 위해, 모든 가능한 shiftX 및 shiftY의 평가는 필요치 않다. 그것은 모든 가능한 shiftX 및 shiftY의 최대점 C(shiftX, shiftY)의 위치를 찾는 데 충분하다.

근사동작을 수행하기 위해 사용될 수 있는 세 번째 알고리즘은 절대차의 합(SAD)이다. 이것은 하나의 화상에 각 픽셀을 또 다른 화상에 대응하는 픽셀로부터 추출하고 그들 절대치를 취해 모든 결과를 합계함으로써 달성된다. 각각의 시프트가 합해지고 실제 시프트는 최저 합계로 나타난다. 절대차의 합(SAD)에 공식은 이하와 같다:

$$SAD = \text{absolute}(A - B)$$

또한, 이 공식은 이하와 같이 나타낼 수 있다:

$$C(\text{shiftX}, \text{shiftY}) = \sum_{xy} \left(\frac{Qabs(B(x-\text{shiftX}, y-\text{shiftY}) - A(x, y))}{Qabs(B(x-\text{shiftX}, y-\text{shiftY}) - A(x, y))} \right)$$

여기서:

A = 선행 화상 매트릭스;

B = 현재 화상 매트릭스;

abs = 절대값;

- = 성분에서 성분을 감산;

Σ = 모든 차의 합.

각각의 이들 알고리즘/공식의 정확성이 당연한 동작의 지정타입과 시스템 세팅(setting)에 의해 약간 변경될 경우, 단일 공식이 최선 또는 가장 정확한 결과를 제공하는 것과 같이 연역적(a-priori)으로 분류될 수 없다는 것을 알 수 있다. 또한, 상술한 공식에 다수의 변형이 있고 시프트 평가를 수행하기 위해 이 용되고 상술한 알고리즘/공식을 대신하는 다른 알고리즘/공식이 있다. 또한, 이들 알고리즘/공식은 매칭 동작에 이용하기 위한 종래 기술로 알려진 이들 동작을 포함한다.

다시 도 2에 있어서, 수행된 근사동작이 교차-상관관계라면, C(shiftX, shiftY)는 교차-상관관계 매트릭스라고 칭하고 그것의 전체적 최대점(4분면의 상부 좌측에 검은점으로 나타낸)은 화상 A의 혈관중심과 관련한 화상 B의 혈관중심(화상 B에 화살표)과 동일한 매트릭스의 중심(매트릭스 C에 화살표)의 거리 및 방향에 위치된다.

수행된 근사동작이 SAD라면, 검은점은 화상 A의 혈관중심과 관련한 화상 B의 혈관중심(화상 B에 화살표)과 동일한 매트릭스의 중심(매트릭스 C에 화살표)의 거리 및 방향에 위치한 전체적인 최대점을 나타낸다.

순환동작은 선행한 것과 관련하여 θ좌표에 현재 극성 화상을 따라 시프트로 표현된다. 현재 화상에 순환 시프트는 현재 극성 화상과 그것을 선행하는 것간 근사를 최대화함으로써 검파된다. 최적 근사는 현재 화상이 실제 시프트의 정확한 크기에 의해 역으로 시프트된다. 예컨대, 256x256픽셀 화상에 있어서, 전체적인 혈관운동의 방향(정 또는 부) 및 크기를 나타내는 교차-상관관계 화상(SAD 화상에 최소)에 최적의 θ좌표와 128간 차(픽셀)의 값은 혈관의 전체 단면의 팽창 및 수축에 의해 특성화 된다. 극성 화상에 있어서, 이 동작의 타입은 r축을 따라 혈관의 안쪽 및 바깥쪽으로 향하는 움직임으로 표현된다. 혈관운동은 상술한 공식중 어느 하나 또는 몇몇 다른 공식을 이용하여 선행 극성 화상과 관련한 현재 극성 화상에 반대 혈관운동 작용을 수행함으로써 보상될 수 있다. 각도의 안정화와는 대조적으로, 혈관운동 안정화는 화상의 방향을 변경하지는 않지만 그것을 신축시키거나 압축시킴으로써 실제로 변환한다.

데카르트 치환은 선행한 것과 관련하여 데카르트 화상에 X축 및/또는 Y축에 시프트로 표현된다. 이 동작의 타입은 실제 시프트에 반대방향으로 데카르트 화상을 시프팅함으로써 제거된다. 따라서, 데카르트 표시에 있어서 데카르트 치환은 극성 표시의 순환 및 혈관운동 안정화에 이용된 본래 동일한 수학연산에

의해 달성될 수 있다.

$C(\text{shiftX}, \text{shiftY})$ 의 전체적인 극값(근사함수에 따른 최대 또는 최소)을 위치시키는데 필요한 시프트 평가 수는 다양한 계산기술을 이용하여 감소될 것이다. 예컨대, 한가지 기술은 연속적인 IVUS 화상간 동작이 보통 극성 및/또는 데카르트 매트릭스의 전체체크기에 대해 비교적 낮다는 장점을 갖는다.

이것은 $C(\text{shiftX}, \text{shiftY})$ 가 매트릭스의 중심 주위, 즉 $\text{shiftX} = 0$, $\text{shiftY} = 0$ 주위의 비교적 작은 부분에만 평가되는 것을 의미한다. 그 부분의 극값은 shiftX 및 shiftY 의 보다 큰 값을 포함하는 매트릭스 $C(\text{shiftX}, \text{shiftY})$ 의 전체적인 극값이 되도록 보장된다. 그 범위내에서 검출된 극값이 실제로 전체적 극값인 것을 보장하는 최소 부분의 크기는 시스템 세팅에 따라 변경된다. 필요한 평가 동작수는 C 매트릭스(특히, 전체적 극값의 지역에)로부터 기대된 평이하고 단순로운 특성에 따라 더 감소될 수 있다. 따라서, 소정 위치에 $C(\text{shiftX}, \text{shiftY})$ 매트릭스의 값이 국부적 극값(예컨대, 5x5픽셀 지역에)이면, 그것은 아마도 모든 매트릭스 $C(\text{shiftX}, \text{shiftY})$ 의 전체적인 극값이다.

이러한 필요한 평가수의 감소를 수행하는 것은 우선 매트릭스 ($\text{shiftX} = 0$, $\text{shiftY} = 0$)의 중심으로부터 검색하고 작은지역, 즉 중심 주위의 5x5픽셀을 검사함으로써 달성된다. 국부적 극값이 이 지역 내에서 발견되면, 극값은 아마도 전체 매트릭스 $C(\text{shiftX}, \text{shiftY})$ 의 전체적인 극값이고 검색은 종결된다. 그러나, 국부적 극값이 이 지역, 즉 $\text{shiftX} = -2$, $\text{shiftX} = 2$, $\text{shiftY} = -2$, $\text{shiftY} = 2$ 의 엷지에서 발견되면, $C(\text{shiftX}, \text{shiftY})$ 값이 모든 가까운 근처의 지역보다 큰 것이 발견될 때까지 검색은 이 픽셀 주위에서 반복된다. 많은 화상에 있어 내부-화상 동작이 없기 때문에, 이 경우에 전체적인 극값을 위치시키기 위해 필요한 평가의 수는 본래 65,536평가 대신 약 $5 \times 5 = 25$ 가 될 것이다.

또한, 필요한 평가 동작수는 화상을 샘플링함으로써 감소된다. 예컨대, 256x256 크기의 화상이 모든 제 2픽셀로 샘플되면, 128x128 크기의 매트릭스로 감소된다. 이 경우에 있어서, 256x256 동작 대신 128x128 동작을 포함하는 매트릭스간 직접-상관관계나 SAD는 매번 화상이 또 다른 것과 관련하여 시프트된다. 시프트 평가 동작에 감소방법으로서 샘플링은 다른 상술한 감소방법과 함께 삼입될 수 있다.

다시 도 2와 관련하여 근사동작의 결과로서 나타난 shiftX 는 정의 값을 가지고 shiftY 는 부의 값을 갖는다. 화상 B를 안정화시키기 위해, 즉 X와 Y방향으로 시프트를 보상하기 위해, 시프트 로직은 시프트를 리버스(reverse)하고, 즉 표시는 변경하지만 크기는 변경하지 않고, 화상 B에 대응하는 매트릭스에 이들 시프트를 수행한다. 이것은 화상 B에 시프트를 인위적으로 리버스하고 화상 B가 화상 A에 대해 시프트되지 않도록 한다.

근사계산에 이용된 실제 값은 이미징 시스템으로부터 제공된 매트릭스의 본래 값이 되는데 반드시 필요한 것은 아니다. 예컨대, 향상된 결과는 본래 값이 2,3 또는 4의 파워로 상승되거나 몇몇 다른 방법으로 처리될 경우 달성된다.

이미징 도뇨관 및 동봉 시트(sheath)장치는 모든 IVUS 화상에 일정한 인공물로서 나타난다. 이것은 혈관 조직의 일부분이 아니기 때문에 화상간 수행된 근사동작을 불분명하기 한다. 따라서, 근사동작을 수행하기에 앞서 각 화상으로부터 도뇨관 및 관련 객체물을 제거할 필요가 있다. 즉 픽셀은 0(zero)의 값이 할당된다. 화상으로부터의 이들 객체물의 제거는 도뇨관의 크기가 공지되어 있기 때문에 자동적으로 수행된다.

시프트 평가 및 실행은 모듈(module)된다. 따라서, 시프트 평가 및 실행은 각각 극좌표 또는 데카르트 좌표에 한정되고, 또는 시프트 평가 및 실행은 극성 및 데카르트 좌표에 대해 연속적으로 실행된다. 현재, IVUS 시스템의 이미징이 우선 극좌표를 이용한 다음 데카르트 좌표내에 반전시킴으로써 보통 구조화되기 때문에, 동일한 시퀀스로 시프트 평가 및 실행을 수행하는데 가장 바람직하다. 그러나, 시퀀스는 어떤 부정 효과나 결과없이 변경될 것이다.

시프트 평가 처리과정은 하나 또는 두개의 축을 따라 수행된다. 일반적으로, 2차원 시프트 평가는 동작이 하나의 축을 따라 유도될 때 보다 바람직하다. 시프트 실행은 양축, 하나의 축 또는 어떤 축도 아닌 것으로 한정된다.

시프트 평가를 위해 사용된 화상의 영역간 그리고 시프트 실행이 수행된 영역간 동일성은 필요치 않다. 예컨대, 시프트 평가는 화상의 비교적 작은 영역을 이용하여 수행되고 시프트 실행은 이 영역으로부터 표지된 시프트에 따른 전체 화상을 시프트 할 것이다.

평범한 시프트 로직은 각 화상(안정화된 화상을 형성함으로써)에 실행된 시프트가 평가된 시프트에 반대 방향으로 동일한 크기를 갖는 것에 하나이다. 그러나, 상기와 같은 로직은 드리프트로 정의된 프로세서(process)를 야기한다. 드리프트는 크기가 전체 화상 또는 디스플레이와 관련하여 중요한 성장 시프트를 실행된 시프트가 축적하여 생성하는 프로세스이다. 드리프트는 부정확한 시프트 평가의 결과 또는 심장혈관 사이클의 일부에 비횡단 내부화상 동작이 될 것이다.

데카르트 안정화가 실행될 경우, 드리프트는 예컨대 디스플레이 외에 화상이 비교적 큰 부분의 시프팅을 야기한다. 순환 안정화가 실행될 경우, 드리프트는 어떤 방향으로 화상의 순환이 증가하는 것을 야기한다.

도 3은 극성 및 데카르트 좌표에 드리프트의 발생을 설명하는 화상이다. 좌측 화상은 화상의 본래 디스플레이이고 우측 화상은 극성 및 데카르트 안정화가 실시된 후의 동일한 화상이다. 어떻게 우측 화상이 큰 각도로 시계 반대방향으로 순환되고 좌측 화상에 대해 아래쪽으로 시프트되지를 언급한다. 이 경우에, 순환 및 데카르트 시프트는 화상의 실제 시프트를 보상하지는 않지만, 부정확한 시프트 평가로부터 발생한다.

시프트 로직은 잘못 평가된 시프트의 실행이 최소가 되도록 상기 드리프트를 다룰 수 있어야만 한다. 방지하거나 적어도 제한하기 위한 하나의 방법은 드리프트가 정당한 시프트의 크기에 한계를 설정하는 것이다. 이것은 드리프트를 최소화 하지만 몇몇 실제 시프트의 보상은 희생하지 않는다. 추가적인 방법은 시프트를 방지하거나 최소화 하기 위해 이용된다. 이들은 후에 기술하는 심장혈관 주기성 검파방법

과 혼용된다.

도 4에 나타난 화상은 화상에 안정화 동작(순환 및 데카르트 시프트) 수행 효과를 설명한다. 좌측 화상은 규칙적인 디스플레이(삭제된 도뇨관과 함께)의 큰 부분에 보여지는 관상동맥의 IVUS 화상이고 우측 화상은 안정화 동작이 실행된 후 어떻게 좌측 화상이 디스플레이 되었는지를 나타낸다.

도 4의 좌측 및 우측을 서로 가깝게 취하면, 소정 차가 관찰된다. 우선, 우측 화상은 좌측 화상에 대해 시계 반대방향(즉, 몇도정도)으로 약간 순환된다. 이것은 순환 안정화 결과이다. 다음에, 우측 화상은 좌측 화상에 대해 보통 좌측방향으로 바뀐다. 이것은 각 화상에 픽처의 엠티로부터 루멘(공동)의 거리가 없음으로써 검파된다. 이것은 데카르트 시프트 안정화 동작의 결과이다.

디스플레이된 화상의 안정화의 장점은 도 4에 나타난 바와 같이 단일 화상이 보여지는 것으로 평가된다. 그러나, 상기와 같은 화상의 필름이 보여지는 것은 쉽게 장점을 설명한다. 안정화를 포함하지 않는 디스플레이에 있어서, 도뇨관의 위치는 항상 디스플레이의 중심에 위치되고 형태적 특징은 디스플레이 주위에서 움직이고 디스플레이에서 순환된다. 반대로, 안정화된 디스플레이에 있어서, 도뇨관의 위치는 주위를 움직이고 형태적 특징은 기본적으로 안정하게 유지된다. 안정화는 실제 디스플레이에 나타낼 필요가 없다. 안정화가 다음의 처리단계를 강화하는 것을 센스로 사용자에게 보여지지는 않지만, 실제 디스플레이가 본래(안정화되지 않은) 자세 및 방향에 결과적으로 생기는 처리된 화상을 나타낸다.

도 5는 r좌표에 따른 모양의 움직임, 즉 극성벡터에 따른 움직임으로서 극성표시로 표현된 혈관의 수축 및 팽창을 나타낸다. 또한, 도 5는 화상의 데카르트 표시로 표현된 동일한 전체적인 수축 및 팽창을 나타낸다. 도 5a는 극성 및 데카르트 표시로 혈관 단면의 기준선 외형을 나타낸다. 도 5b는 혈관의 기준선 수축을 나타낸다. 도 5c는 혈관의 기준선 동일한 팽창을 나타낸다.

전체적인 혈관운동이 혈관 직경의 동일한 변경으로 표현되기 때문에, 극성 표시에 있어 안정화에 적합한 어떤 동작도 전체적인 혈관운동을 평가하는데, 즉 전체 극성 화상을 이용하는 근사동작에 의해 평가될 수 있다.

2차원 시프트 평가가 실행된 후, 상술한 바와 같이 θ 축에 매트릭스 $C(\text{shiftX}, \text{shiftY})$ 의 최적의 위치는 순환 안정화를 위해 이용된다. 이것은 전체적인 혈관운동의 표시로서 이용될 수 있는 r축에 극값의 위치를 남긴다. 따라서, 전체적인 혈관운동 모니터링은 극성 화상에 2차원 시프트 평가의 생성에 의한다.

연속 화상의 각 쌍은 혈관운동의 값 표시를 생성한다. 화상간 결과로 생기는 시프트의 크기 및 표시는 혈관의 변경, 즉 혈관운동을 특성화 한다. 부 시프트는 팽창을 나타내고, 정 시프트는 수축을 나타낸다. 값의 크기는 혈관운동 변경의 크기를 나타낸다.

소정의 환경하에서 동작 또는 혈관운동은 화상의 평면, 즉 횡단에 한정될 지라도 동일/고정되지 않는다. 동작 또는 혈관운동의 타입을 결정하기 위해, 화상은 부분으로 분할되고 전체적인 안정화 평가가 이들 각 부분에 수행된다. 선행 화상에 대응하는 부분과 관련한 이들 부분의 표시된 시프트를 조사함으로써 결정이 동작의 타입으로 만들어 질 수 있다. 예컨대, 도 6에 나타난 바와 같이, 도 6a의 화상은 도 6b에 나타난 4개의 부분으로 분할된다. 시프트 평가는 각 4개의 부분에 각각 수행된다. 4개의 각 부분에 대한 시프트 평가의 결과들간의 비교는 실제 동작의 타입과 아마도 동일하다고 확인될 수 있다. 따라서, 적용된 안정화의 타입은 검파된 동작타입에 따라 변경된다.

국부적 동작에 대한 안정화는 국부적인 원리로 근사동작을 수행함으로써 달성된다. 선행 화상 A(템플레이트(template)영역)의 작은부분과 현재 화상 B(검색(search)영역)의 작은부분은 국부적 안정화 처리를 갖는다. 때때로, 그것은 전체적인 안정화가 수행된 후 국부적 안정화를 수행하는데 가장 바람직하다.

국부적 안정화동안 선행 화상(A)의 템플레이트 영역은 현재 화상(B)의 치수화된 영역을 템플레이트하기 위해 근사동작을 이용하여 검색영역 내로 시프트되어 비교된다. 새롭게 형성된 안정화된 화상에 있어서 각 픽셀은 검색과 수행된 근사 평가의 결과에 기초한 새로운 값이 할당된다.

국부적 안정화는 템플레이트 영역이 1x1픽셀 영역, 즉 단일 픽셀이고, 검색 영역이 3x3픽셀이고 근사동작은 SAD인 이하의 예에 의해 기술되어 있다. 다음의 다이어그램에 있어서, A의 픽셀값 3과 B의 픽셀값 9는 대응하는 픽셀이다. 픽셀값 9의 3x3지역도 기술되어 있다.

A의 픽셀(템플레이트영역)	B의 픽셀(3x3검색영역)	B'
1	10	10
3	7	9
11	7	60

상기 예에 있어서, 상술한 조건에 따른 템플레이트 픽셀값 3은 픽셀값 9 주위의 3x3검색영역에서 찾아지는 모든 픽셀에 SAD를 이용하여 비교된다. 검색영역의 상부 좌측 코너에 픽셀값 1은 검색영역에 모든

$$|1 - 3|$$

가능성 이외의 최소 SAD값($|1 - 3| = 2$)을 달성한다. 결과적으로, 새롭게 형성된 안정화된 화상(B')에 있어서, 픽셀값 3 및 9의 위치에 대응하는 픽셀은 1의 값이 할당된다.

일반적으로, 템플레이트 및 검색영역의 크기는 사용된 근사동작에 따라 변경된다. 새롭게 형성된 안정화된 화상(B')의 픽셀에 할당된 실제 값은 현재 화상 B(예로 기술한 바와 같이)로부터 실제 픽셀값이 될 필요는 없고 픽셀값의 몇몇 함수일 필요는 있다. 전체적/고정된 방법에 반대된 바와 같은 국부적 안정화의 결과로서, 화상의 구성, 즉 픽셀간 내부 관계 및, 안정화된 화상의 분배가 본래 화상과 관련해서 변경되는 것을 주목하는 것이 중요하다. 국부적 안정화는 화상의 극성 및 데카르트 표시에 실행될 수 있다.

도 7은 국부적 혈관운동이 검파된 데카르트 및 극좌표에 혈관을 나타낸다. 국부적 혈관운동이 검파될 경우, 혈관단면의 일부분이 다른 부분의 단면과 다르게 행동하는 것을 나타낸다.

도 7a는 국부적 혈관운동에 앞서 혈관의 기준선 모양을 나타낸다. 도 7b는 국부적 혈관운동의 예를 나타낸다. 데카르트 및 극성 표시로 나타낸 바와 같이, 혈관의 4개의 별개의 부분은 다르게 행동한다: 혈관의 2개의 부분은 직경이 변경되지 않거나, 선행 화상의 대응하는 부분에 대해 움직이지 않는다; 한부분은 수축하거나, 상승하고; 또 한부분은 팽창하거나, 하강한다.

볼 수 있는 바와 같이, 전체적인 혈관운동 평가방법은 혈관이 동일한 방법으로 행동하지 않기 때문에 국부적 혈관운동을 평가하기 위해 전용하지 않는다. 도 7에 나타낸 예에서와 같이 전체적인 혈관운동 평가가 적용되면, 전체가 0의 혈관운동이 검출된다. 즉, 수축 및 팽창이 서로 취소된다.

따라서, 국부적 혈관운동 평가방법을 사용해야만 한다. 이것은 각각의 극성벡터, 즉 각 θ (또는 Y) 벡터에 혈관운동을 분리적으로 평가함으로써 달성된다. 근사동작은 대응하는 극성벡터에 1차원 시프트를 이용하여 적용된다. 예컨대, 근사가 교차-상관관계에 이용되면, 다음 동작은 1차원 시프트를 이용하여 어떻게 이것이 달성되는지를 기술한다.

$$QB(x-shiftX,y)*A(x,y)$$

$$C(shiftX,Y) = \sum x$$

여기서:

A = 선행 화상 매트릭스;

B = 현재 화상 매트릭스;

* = 대응하는 픽셀과 픽셀의 곱셈;

\sum = 극성벡터의 매트릭스에 픽셀의 합;

C = 상관계수의 2차원 매트릭스.

볼 수 있는 바와 같이, 시프팅은 각각에 대한 하나의 축(X 또는 r 축)과 모든 극성벡터(θ 또는 Y 벡터)를 따라 수행된다. 시프트 평가를 위한 각 벡터에 할당된 값은 화상의 실제값이 아니지만, 예컨대 벡터에 각 픽셀은 옆에 인접하는 것의 평균이 할당된다. 즉, $A(X,Y)$ 는 예컨대 $A(X,Y-1)$, $A(X,Y)$ 및 $A(X,Y+1)$ 의 평균이 할당된다. $B(shiftX,Y)$ 도 동일하게 행한다. 이것은 노이즈에 보다 더 강한 교차-상관관계 처리를 가능하게 한다.

2차원 매트릭스($C(shiftX,Y)$)가 형성된다. 매트릭스의 각 열(column)은 현재 화상과 선행 화상으로부터 대응하는 극성벡터간 수행된 근사/유사동작의 결과를 저장한다. 또한, 이 동작은 FFT를 이용하여 수행된다.

매트릭스의 형성 후에, 각 열에 극값(교차-상관관계의 최대)의 위치가 검파된다. 이 극값 위치는 현재 극성벡터와 선행하는 것간의 매치를 나타낸다. 따라서, 각 벡터의 혈관운동은 특성화된다. 즉, 혈관의 각 지정 각도의 영역에 방사 움직임이 특성화된다.

이러한 정보는 국부적 혈관운동에 이용되고, 몇 개 또는 모든 극성벡터와 합해지고 혈관운동에 평균값을 결정하기 위해 평균화되거나, 다른 목적을 위해 이용된다. 따라서, 국부적 혈관운동을 평가함으로써, 국부 및 전체적 혈관운동 모두가 평가될 수 있다.

양(quantitative)의 생리학적인 파라미터로 효과적으로 사용하고 표현하기 위해, 혈관운동의 크기는 혈관의 실제 직경에 몇 개의 방식을 부합시켜야만 한다. 따라서, 혈관운동 모니터링의 측정은 보통 혈관 직경의 자동 또는 수동측정과 함께 사용해야만 한다.

실제 혈관운동 외에, 데카르트 치환도 혈관운동으로 검파된다. 이것은 r 및 θ 축에 따른 시프트의 결과 극성벡터로 표현될 경우 데카르트 치환 때문이다. 데카르트 치환으로부터 실제 혈관운동을 구별하기 위해서는 데카르트 형상의 시프트 평가를 나타내지 않아야만 하거나, 약간의 동작만을 나타내야 한다. 데카르트 치환이 검파되면, 제일먼저 안정화 되어야만 한다. 그 후, 데카르트 좌표는 혈관운동 평가를 위한 극성좌표로 돌아가 반전된다. 이것은 보다 큰 성과를 가져오고 실제 혈관운동을 결정할 때 보다 정확한 결과를 제공한다.

도 8에 그래프는 인간의 관상동맥 혈관의 국부적 혈관운동 모니터링 결과를 나타낸다. 국부적 혈관운동 모니터링은 혈관의 동일한 부분에 대략 2번 실시되고, 도 8a 및 도 8b에 나타낸 바와 같이 190의 연속적인 화상으로 구성된다. 2개의 그래프간 차이는 도 8a에 나타낸 혈관운동 평가가 동맥의 처리에 앞서, 전삽입(pre-intervention)이 실행되고, 도 8b에 나타낸 혈관운동 평가가 동맥의 처리후, 즉 후삽입(post-intervention)이 실행된 것이다.

모든 화상에 있어서, 혈관운동은 모든 극성벡터에 국부적으로 평가되고 다음에 모든 검파된 개별 시프트는 각각의 화상에 대한 단일 전체적인 혈관운동 표시(Y 축), 즉 혈관운동 활동성에 대한 표시를 하기 위해 추가되어 평균화된다.

Y 축상에 유닛은 혈관의 실제 직경이 계산되지 않기 때문에 직접적인 생리학적인 의미는 갖지 않지만, 도 8a 및 도 8b의 값간 관계는 동일한 혈관으로부터 추출된 것이기 때문에 의미가 있다. 따라서, 중요한 정보는 이들 도면으로부터 유도된다. 어떻게 혈관운동이 처리(약 40에서 150까지의 최대 혈관운동) 후에 증가되는지를 주목하자. 따라서, 혈관운동이 충분한 양이 되지 않을 지라도, 생리기능(아마도 처리와 관련한)에 변경이 증명된다.

심장혈관 주기성은 IVUS 화상에 저장된 정보에 기초하여 단독으로 모니터링으로써, ECG 또는 어떤 다른 외부신호를 필요로 하지 않는다. 이것은 링크가 외부신호 필요없이 심장혈관 사이클에 각 시간위상과

모든 화상간에 확립될 수 있는 것을 의미한다. 일단 이 연계(linkage)가 확립되면, 모니터링은 심장 게이팅을 요구하는 많은 유틸리티에 ECG신호를 대신할 수 있다. 이 모니터링은 연속화상간 근사동작을 이용하여 달성된다. 더욱이, 동일한 근사동작은 IVUS 화상의 품질 및 행동을 고려하여 정보를 생성할 수 있다.

심장 사이클은 IVUS 화상에 의해 추출된 어떤 파라미터의 주기적인 행동을 명시한다. 이들 파라미터의 행동이 모니터링되면, 심장 사이클의 주기성이 결정된다. 알고 있는 프레임 획득율 또한 시간량으로서 심장혈관 사이클의 판단을 가능하게 한다.

연속적인 IVUS 화상간 근사는 명백히 주기적 패턴으로 행동하는 파라미터이다. 이것은 존재하는 내부화상 동작의 최적 타입의 주기성의 결과이다. 근사함수는 각 값이 연속화상의 쌍간 근사동작으로 발생하는 것으로 형성된다. 예컨대, 10개 화상의 세트는 9개의 연속 근사값을 생성한다.

근사함수는 교차-상관관계 타입 동작, SAD동작 또는 함수의 근사타입을 생성하는 어떤 다른 타입의 동작으로부터 유도된다. 표준화 교차-상관관계는 주기성을 모니터링 하기 위해 이용될 때 매우 양호한 결과를 생성한다.

이하의 식은 근사함수를 계산하기 위한 교차-상관계수(N번째 화상의 함수)에 대한 식을 나타낸다:

$$\text{Correlation_function}(N) = \frac{QB(x,y) * A(x,y) / \sqrt{(QA(x,y)^2 * QB(x,y)^2)}}{N}$$

여기서:

Correlation_function(N) = 모든 화상의 쌍에 대해 하나의 값을 생성하는 1차원 함수;

A = 선행 화상 매트릭스(N번째 화상);

B = 현재 화상 매트릭스(N번째+1 화상);

* = 대응하는 픽셀과 픽셀의 곱셈;

Σ = 매트릭스의 모든 픽셀의 합.

표준화 교차-상관관계 매트릭스 (C(shiftX,shiftY))의 현재 값이 항상 계산되기 때문에, 상관계수는 안정화 처리과정의 부산물이다. 이것은 안정화를 위해 이용된 근사함수의 모든 타입에 대해 반드시 갖는다. 근사 매트릭스 (C(shiftX = 0, shiftY = 0))의 중심값은 교차-상관관계나 안정화에 이용된 또 다른 동작 타입이 근사함수를 생성하기 위해 항상 이용될 수 있다.

또한, 근사함수는 또 다른 것과 관련하여 시프트된 화상으로부터 계산된다. 즉, 함수를 형성하기 위해 이용된 값은 C(shiftX,shiftY)이고, 여기서 shiftX와 shiftY는 0이 아니다. 근사함수는 모든 화상으로부터 형성될 필요는 없지만 또 다른 하나와 관련하여 대응하거나 시프트된 화상의 부분으로부터 계산될 수도 있다.

도 9는 동기화 방식으로 그래픽적으로 플롯된 ECG 및 교차-상관계수를 나타낸다. ECG 및 교차-상관계수 모두의 커브(curve)는 동일한 화상의 세트와 관련된다. 도 9의 a는 ECG신호의 그래프를 나타내고, 도 9의 b는 연속 IVUS 화상으로부터 유도된 교차-상관계수의 그래프를 나타낸다. 수평축은 화상수(모두 190개의 연속화상)를 디스플레이 한다. 볼 수 있는 바와 같이, 도 9의 b에 교차-상관계수 함수는 주기적 패턴을 나타내고, 그 주기성은 도 9 a의 ECG신호에 의해 디스플레이된 것과 동일하다(양쪽 모두 약 6개의 심장박동을 나타낸다).

근사함수의 주기성 모니터링은 근사함수가 전형적인 형태를 갖지 않기 때문에 복잡해지고, 시간이 변경되고, 사용된 근사함수의 타입에 의존하며, 혈관부에서 혈과부로 그리고 객체물에서 객체물로 변경된다.

근사함수의 주기성을 연속적으로 그리고 자동적으로 모니터링하기 위해 여러 가지 방법이 채용된다. 한 가지 방법, 예컨대 임계(threshold)타입 방법이 있다. 이 방법은 임계로 알려진 어떤 값을 통해 근사함수의 값을 모니터링한다. 일단 이 값이 검파되면, 상기 방법은 임계가 다시 교차될 때 모니터링한다. 그 주기는 임계의 교차간 시간의 차로 결정된다. 상기 방법의 예가 표로서 도 10에 나타나 있다. 그 표는 연속화상(상부 행에 나타난 1에서 10까지의 번호)에 속하는 교차-상관계수 값의 그룹을 나타낸다. 임계가 예컨대 0.885의 값으로 설정되면, 임계는 화상 #2에서 화상 #3으로의 이동으로 첫번째 교차된다. 임계는 화상 #6에서 화상 #7로의 이동으로 두 번째 교차된다. 따라서, 주기성의 시간주기는 7-3 = 4화상을 얻기 위해 취해진 시간이다.

근사 커브로부터 심장 주기성을 추출하기 위해 이용될 수 있는 또 다른 방법은 내부 교차-상관관계이다. 이 방법은 근사함수의 부분, 즉 연속적인 값의 그룹을 이용한다. 예컨대, 도 10에 나타난 표에 있어서, 구획은 첫 번째 4개의 연속화상, 즉 화상 #1에서 #4로 이루어진다. 일단 구획이 선택되면, 1의 교차-상관관계 값을 생성하는 자신과 교차-상관된다. 다음에, 이 구획은 근사함수로부터 추출된 동일한 크기의 구획과 교차-상관되고, 단지 1개의 화상 앞으로 시프트된다. 이것은 2개의 화상 앞으로 시프트된 구획으로 반복된다(기타 등등). 도 10에 나타난 예에 있어서, 구획(0.8,0.83,0.89,0.85)이 1개의 화상으로 시프트된 구획(0.83,0.89,0.85,0.82)과 교차-상관되고, 다음에 구획(0.8,0.83,0.89,0.85)은 2개의 화상으로 시프트된 구획(0.89,0.85,0.82,0.87)과 교차-상관된다(기타 등등). 도 10 표의 하부 행은 내부 교차-상관관계의 결과를 나타낸다. 첫 번째 값 1은 자체 구획의 교차-상관관계의 결과이다. 이들 교차-상관관계 값은 국부적인 최적의 위치를 결정하기 위해 조사된다. 본 예에 있어서는 화상 #1과 화상 #5(그들 값이 굵은 선으로 디스플레이된)에 위치된다. 그 결과 주기성은 국부적인 최적의 위치와 검색이 초기화된(즉, 화상 #1) 위치간 차이다. 본 예에 있어서, 주기성은 화상 #1에서 화상 #5의 획득으로부터 경과된 시간이고, 5-1 = 4 화상이다. 일단 주기가 검색되면, 조사는 지역 최대, 즉 화상 #5 주위의 구획을 이용하여 새롭게 시작한다. 본 예에 있어서, 예컨대 새로운 구획은 화상 #4에서 화상 #7에 속하는 근사값의 그룹이 될 것이다. 수반된 계산 타입의 특성으로 인해, 어떤 시간의 지점에서 내부 교차-상관

관계 동작은 미래 시간에 요구된 화상의 근사값을 요구한다. 따라서, 임계 방법과 달리 근사 방법은 화상의 저장(메모리)을 요구하고 주기성 검색은 과거로 거슬러 올라가 행해진다. 또한, 심장의 주기성은 퓨리에 변환에 의해 시간주파수 영역에 근사 커브를 변환함으로써 모니터링된다. 주파수 영역에 있어서, 주기성은 주기성에 대응하는 피크(peak)로서 표현된다. 이 피크는 분광분석으로 검색된다.

근사함수는 실제 화상으로 유도되지 않는 ECG와 같은 내부신호로부터 추출될 수 없는 IVUS 화상에 관한 추가적인 중요한 정보를 제공한다. 이 함수의 행동은 근사함수를 형성하기 위해 사용된 IVUS 화상이나 화상부분의 어떤 상태를 나타낸다. IVUS 화상 상태의 표시인 근사함수의 중요한 특징은 주기성의 존재와 근사함수의 거칠기(roughness)이다. 보통 IVUS 화상은 도 9b에 디스플레이된 바와 같이, 비교적 부드러운 주기적 근사함수를 나타낸다.

그러나, 거칠기 및/또는 주기성이 나타나지 않으면, 이것은 IVUS 화상의 형성에 몇가지의 문제, 즉 기계적 또는 전자적 고장으로 야기된 화상 형성에 인공물에 존재를 나타낸다. 다음의 도면은 이를 설명하는데 뒷받침된다. 도 11은 연속 IVUS 화상으로부터 유도된 교차-상관계수의 그래프를 나타낸다. 이 그래프는 도 9b의 교차-상관계 플롯에 형성과 유사하지만, 이 예는 다른 환자에 이용된 다른 이미징 도뇨관에 의해 형성된 것이다.

본 예의 있어서는 확실한 주기성을 나타내지는 않지만 부드러운 모양이라기 보다는 차라리 거칠거나 첨예한 모양을 갖는다. 이 경우에 있어서, 근사 그래프의 움직임은 화상에 디스플레이된 초음파 신호를 방사/수집하는 IVUS 변환기의 비균일 순환에 의해 야기된다. 이 인공물의 타입은 때때로 기계적인 부품이 이동하는 IVUS 도뇨관-변환기 조립으로 나타난다.

보통 이미징 조건을 반영한 것을 고려할 때 근사함수는 또 다른 목적을 위해 제공될 수 있다. 이것은 근사함수의 각 사이클에 최적의 위치에 링크된다. 이들 최적의 위치는 몇 개의 연속화상을 함께 처리하는 화상 처리 알고리즘에 중요하다. 화상은 또 다른 것과 관련하여 높은 근사 및 작은 내부-화상동작을 갖는 최적 화상 근처에서 찾게된다. 또한, 연속적인 심장 사이클의 동일화상에 속하는 화상이 선택되도록 요구되면, 각 사이클에 최대(근사함수의)를 이용하여 선택하는 것이 보통 가장 바람직하다.

디스플레이 방법중 어느 하나에 있어서, 예컨대 이들 화상은 디스플레이에 투영되고, 그 겹은 개재된 화상에 의해 채워진다. 이 디스플레이 방법에 의해 모든 타입의 주기동작이 안정화 될 수 있다.

안정화 과정에 있어서의 시프트 로직 스테이지(stage)는 심장혈관 주기성 모니터링을 이용할 수 있다. 드리프트(drift)가 피해지면, 각(단일) 심장 사이클이 작아지거나 0으로 된 후, 즉 사이클 주기를 통한 모든 시프트의 합이 작아지거나 0으로 된 후 축적된 시프트는 0이나 0 근처가 될 것이다. 이것은 드리프트 현상이 주기성 모니터링에 결합되는 시프트를 이용함으로써 한정되는 것을 의미한다.

도 12와 관련한 최선의 IVUS 화상은 3개의 기본 부분으로 분할될 수 있다. 도 12에 루멘으로 라벨된 중심영역(도뇨관 주위)은 액체, 즉 혈액이 흐르는 내부 통로 또는 실제 루멘이다. 루멘 주위에는 몇 개의 조직과 플라크(병들었다면)의 층으로 이루어진 도 12에 혈관으로 라벨된 실제 혈관이 있다. 혈관 둘레 이는 도 12에 외부로 라벨된 다른 조직, 즉 근육 또는 기관조직 예컨대 관상동맥 혈관 화상의 심장이 있다.

IVUS 화상이 다이내믹하게 보여질 경우, 혈액이 흐르는 내부의 디스플레이와 혈관 주위 외부의 디스플레이는 보통 자체 혈관과 다른 시간적 움직임을 보여준다. 다이내믹 IVUS 화상에 픽셀의 시간적 움직임을 자동적으로 모니터링하는 것은 IVUS 화상의 해석을 돕기 위해 과정에서 추출된 정보의 사용을 가능하게 한다. 이 정보는 그들의 시간적 움직임 때문에, 혈액과 조직과 같은 빠르게 변하는 형태의 모양을 필터링하고 억제함으로써 IVUS 디스플레이를 향상시키는데 이용될 수 있다. 또한, 이 정보는 픽셀을 구성함으로써 형성된 조직 부속물의 시간적 움직임에 기초한 주위의 조직과 혈액을 식별함으로써 자동적으로 루멘의 크기를 결정하기 위해 자동적인 분할을 위해 이용된다.

시간적 움직임의 자동적 모니터링을 달성하기 위해, 연속화상에 속하는 대응하는 픽셀에 의해 형성된 부속물간 관계의 평가가 있어야만 한다. 시간적 움직임의 추출은 상술한 바와 같이 지역화된 원리로 근사동작을 위해 사용된 방법과 유사성을 가져온다.

높은 시간적 변화는 다음의 화상으로 패싱할 때 대응하는 픽셀의 비교적 큰 상대적 그레이 값 변경에 의해 특성화 된다. 이들 빠른 시간적 변화는 본래 화상을 멀티플하는 마스크의 형성을 통해 이들 변화를 표현함으로써 디스플레이에서 억제된다. 이 마스크는 픽셀값의 시간적 변화를 반영한다. 이 평가에 일어나는 문제가 대응하는 픽셀값에 그레이 값 변화가 물체의 흐름이나 변화, 또는혈관/도뇨관의 움직임 때문인지를 결정한다. 안정화된 화상에 이 평가를 실행함으로써 이 문제를 극복하거나 적어도 최소화한다.

다음 정의를 적용한다:

B = 현재(안정화 또는 비안정화) 화상;

A = 선행(안정화 또는 비안정화) 화상;

C = 다음(안정화 또는 비안정화) 화상;

abs = 절대값.

사용된 매트릭스는 데카르트 또는 극성 형태일 수 있다.

매트릭스 D1에서 발생하는 다음 동작은 이하와 같이 정의된다: D1은 좌표 X,Y에 각 픽셀이 작은 에워싸는 지역, 즉 각각 화상 A 및 B로부터 추출된 9개의 요소의 절대차의 합인 매트릭스이다.

예컨대, 이하의 기술은 대응하는 픽셀(굵은선) 및 매트릭스 A 및 B에 가까운 지역을 나타낸다.

A B D1

1	4	51	3	6	8	
6	7	15	3	4	70	190
3	5	83	2	1	6	

값 4(B에서)와 7(A에서)을 갖는 픽셀에 대응하는 위치에 매트릭스 D1에 픽셀은 이하의 값으로 할당된다:

$$\begin{aligned} & \text{abs}(1-3) + \text{abs}(4-6) + \text{abs}(51-8) + \text{abs}(6-3) + \\ & \text{abs}(7-4) + \text{abs}(15-70) + \text{abs}(3-2) + \text{abs}(83-6) = 190 \end{aligned}$$

D2는 매트릭스 B와 C를 제외하고는 유사하게 정의된다.

사실상 D1 및 D2는 지역적인 변동 또는 노이즈를 감소시키기 위해 3x3 지역을 이용함으로써 평균화되는 다른 매트릭스이다. 화상 A 및 B간 또는 B 및 C간 큰 그레이 값 변화는 각각의 매트릭스 D1 및 D2의 비교적 높은 값으로 표현된다.

새로운 매트릭스, Dmax가 다음에 형성되고, 그것에 모든 픽셀은 매트릭스 D1 및 D2의 대응하는 픽셀의 최대이다.

$$D_{\max} = \max(D1, D2)$$

여기서:

$\max(D1, D2)$ = D1 및 D2에 가장 높은 2개의 대응하는 픽셀을 갖는 Dmax의 각 픽셀.

따라서, 단일 매트릭스 Dmax는 특히 매트릭스 A, B 및 C간 큰 픽셀 변화를 강화한다. 마스크 매트릭스 (MD)는 표준화에 의해 Dmax로부터 그때 형성되고, 즉 Dmax에 각 픽셀은 Dmax의 최대값으로 분할된다. 따라서, 마스크 MD의 픽셀값은 0에서 1로 범위된다.

마스크의 역할은 BOUT로서 정의된 새로운 매트릭스 또는 화상을 형성하는 이하의 방법으로 현재 화상 B를 곱하는 것이다:

$$BOUT = (1 - MD^n) * B$$

여기서:

B = 본래 현재 화상;

BOUT = 새로운 화상;

n = 매트릭스 MD의 각 픽셀이 n 의 파워로 상승된 것. n 은 보통 2~10의 값

$1 - MD^n$ = 각 픽셀의 값이 MD에 대응하는 픽셀의 값을 1을 뺀 것.

추출 $1 - MD^n$ 를 실시함으로써, 천천히 변경되는 모양을 반영하는 MD의 작은값은 $1 - MD^n$ 의 높은 값으로 된다. 더욱이, 천천히 변경되는 모양만이 높은 값을 갖는 변화는 보다 향상된 높은 MD값(매트릭스 D1 및 D2간 최대로 MD를 형성함으로써) 때문에 증가된다.

현재 화상 B에 의해 마스크 $(1 - MD^n)$ 의 곱은 천천히 변하는 픽셀의 형태가 강화되고 빠르게 변하는 픽셀값이 감소되는 새로운 화상 BOUT를 형성한다. n 은 디스플레이에 보여지는 빠르게 변하는 모양의 억제가 얼마나 강한지를 결정한다.

도 13은 시간적 필터링의 결과를 나타낸다. 좌측 화상은 현재 디스플레이에 보여지는 바와 같이, 관상 동맥 혈관으로부터의 본래 IVUS 화상(즉, 매트릭스 B)이다. 우측 화상은 상술한 처리단계, 즉 시간적 필터링(매트릭스 BOUT)을 거친 것이다. 혈액과 에워싸는 조직이 필터(억압)되고 루멘과 혈관 가장자리가 보다 더 쉽게 확인되는 우측 화상에 주목하자.

자동적인 분할은 조직의 시간적 움직임간 차에 기초하여 혈관벽으로부터 혈액과 외부를 구별한다. 시간적 필터링의 경우에서와 같이, 이 방법은 다수의 연속화상으로부터 대응하는 픽셀간의 관계로 유도된다. 픽셀값이 내부화상 동작으로 인해 변경되면, 알고리즘의 성능은 저하된다.

자동적인 분할에 앞서 안정화를 수행하는 것은 상기 문제를 극복하거나 적어도 최소화할 것이다.

시간적 필터링의 경우에서와 같이, 다음의 정의를 적용한다:

B = 현재(안정화 또는 불안정화) 화상;

A = 선행(안정화 또는 불안정화) 화상;

C = 다음(안정화 또는 불안정화) 화상.

매트릭스는 데카르트 또는 극성형태가 된다.

조직품질은 다음과 같이 정의된다: 값 a와 함께 4개의 가장 이웃하는 픽셀을 b, c, d 및 e라 가정하면, a의 분류는 b, c, d 및 e에 의한다. 이것은 이하의 기술로 나타낼 수 있다:

b

c a d

e

이하의 카테고리가 형성될 수 있다:

수직방향에 있어서:

$a > b$ 및 $a > e$ 이면, a 는 카테고리 I에 속하는 것으로 분류;

$a > b$ 및 $a < e$ 이면, a 는 카테고리 II에 속하는 것으로 분류;

$a < b$ 및 $a < e$ 이면, a 는 카테고리 III에 속하는 것으로 분류;

$a < b$ 및 $a > e$ 이면, a 는 카테고리 IV에 속하는 것으로 분류;

$a=b$ 또는 $a=e$ 이면, a 는 카테고리 V에 속하는 것으로 분류.

수평방향에 있어서:

$a > c$ 및 $a > d$ 이면, a 는 카테고리 I에 속하는 것으로 분류;

$a > c$ 및 $a < d$ 이면, a 는 카테고리 II에 속하는 것으로 분류;

$a < c$ 및 $a < d$ 이면, a 는 카테고리 III에 속하는 것으로 분류;

$a < c$ 및 $a > d$ 이면, a 는 카테고리 IV에 속하는 것으로 분류;

$a=c$ 또는 $a=d$ 이면, a 는 카테고리 V에 속하는 것으로 분류.

수직 및 수평 카테고리는 새로운 카테고리를 형성하기 위해 다음에 조합된다. 결과적으로, 픽셀 a 는 $5 \times 5 = 25$ 가능한 카테고리에 속할 수 있다. 이것은 a 의 조직품질이 이들 25개 카테고리중 어느 하나에 속하는 것으로 특성화된다.

예컨대, 이하의 지역에:

7

10 10 14

3

픽셀 $a = 10$ 은 수직 카테고리 I($10 > 7$ 및 $10 > 3$ 이기 때문에)과 수평 카테고리 V($10=10$ 이기 때문에)를 포함하는 카테고리에 속하는 것으로 분류된다. 그러나, 픽셀 a 가 이하의 지역에 위치되면:

7

11 10 14

3

수평 카테고리가 카테고리 III($10 < 11$ 및 $10 < 14$)이기 때문에 다른 카테고리에 속하는 것으로 분류된다.

가까운 지역에 각 픽셀의 관계를 결정함으로써 조직품질은 25개의 가능한 카테고리로 각 픽셀을 분류한다. 가까운 지역의 수가 사용되는, 예컨대 4대신 가까운 지역의 8이 사용되는 것과 같은 카테고리화 조건을 변경함으로써 카테고리의 수는 변경된다.

조직 변경에 의한 기본 개념은 연속화상의 대응하는 픽셀의 카테고리에 변경을 모니터링함으로써 혈관과 혈액을 구별하기 위해 이용된다. 이를 달성하기 위해, 각각에 카테고리와 매트릭스 A, B 및 C의 모든 픽셀이 결정된다. 다음에, 대응하는 픽셀은 이 카테고리가 변경되면 보기 위해 각각 테스트된다. 변경되면, 혈액 또는 에워싸는 조직 픽셀인 것으로 생각한다. 변경되지 않으면, 픽셀은 혈관 픽셀인 것으로 생각한다.

이하의 예는 3개의 대응하는 픽셀(값 8, 12 및 14를 갖는)과 연속적인 매트릭스 A, B 및 C지역을 나타낸다.

A	B	C
5	9	1
9 8 11	19 12 13	21 14 17
23	100	20

상기 예에 있어서, 픽셀 값 12(B에서)의 카테고리는 A 및 C와 동일하고, 따라서 혈관벽 픽셀이 되는 보다 높은 기회를 갖는 픽셀로 분류된다. 그러나, 위치가 이하(C에 20이 13으로 변경)와 같이 나타나면:

A	B	C
5	9	1
9 8 11	19 12 13	21 14 17
23	100	13

A에 픽셀 8과 B에 픽셀 12는 동일한 카테고리를 갖지만, C에 14는 선행 예에서와 같이 다른 카테고리를 갖는다. 결과적으로, B에 픽셀 12는 혈액 또는 외부 조직 픽셀이라는 높은 기회를 갖는 픽셀로 분류된다.

지금까지 상술한 분류방법은 각 픽셀 주위의 작은지역과 관련한 조직 또는 패턴에 변경을 모니터했다. 일단 이 변경이 상술한 바와 같이 결정되면, 각 픽셀은 2진값으로 할당된다. 예컨대, 혈관 픽셀이라고 생각되면 0의 값, 혈액 픽셀 또는 혈관 외부에 속하는 픽셀이라고 생각되면 1의 값으로 할당된다. 루멘과 본래 픽셀의 식별과정에 입력으로 제공되는 2진 화상은 분할과정에 역할을 수행하기 위해 정지한다.

2진 화상을 이용하는 루멘의 식별은 상술한 방법으로 처리된 IVUS 화상에 일반적으로 유효한 2개의 가정에 기초한다. 첫 번째 가정은, 혈액이 포함되고 혈관의 외부에서 발견되는 화상에 영역이 1의 2진값을 갖는 고밀도의 픽셀(또는 0의 2진값을 갖는 저밀도의 픽셀)에 의해 특성화 된다. 조건 밀도(density)는 항상 잘못 분류되는 픽셀이 있기 때문에 필요하다.

두 번째 가정은, 생리학적인 관점으로부터 1의 값(루멘)을 갖는 고밀도 픽셀의 연결된 영역이 도뇨관 주위에서 발견되고 1의 값(혈관 외부)을 갖는 고밀도 픽셀의 연결된 영역에 의해 차례로 에워싸여지는 1의 값(혈관)을 갖는 저밀도 픽셀의 연결된 영역에 의해 에워싸여지는 것이다. 이러한 가정에 이유는 혈관으로부터 기대된 통상 생리학적인 배열 때문이다.

이들 2가지의 가정은 2진 화상 외의 루멘과 관련한 실제영역을 추출하는 다음 처리 알고리즘의 원리를 형성한다. 이 알고리즘은 지역화된 영역에 밀도형태를 드레스홀딩(thresholding)하는 것(혈관으로부터 혈관/외부를 구별하기 위해)과 같은 공지의 화상처리기술과 내부연결에 팽창 또는 링킹(linking)과 같은 생리학적인 오퍼레이터가 이용할 수 있고 혈관벽 경계 내에서 발견된 실제 루멘을 나타내는 연결된 영역을 형성할 수 있다.

도 14는 루멘의 자동 추출을 위한 알고리즘 결과의 화상을 나타낸다. 화상은 본래 IVUS 화상(예컨대, 화상 B로서 상술한 바와 같이)이고 루멘 가장자리는 밝은선으로 포개진다(알고리즘에 의해). 루멘 가장자리의 추출을 위한 알고리즘은 3개의 연속화상을 이용하여 상술한 조직품질에 변형의 모니터링에 기초한다.

상술한 시간적 필터링과 자동분할의 예는 현재 화상(예컨대, 상술한 화상 B)에 덧붙인 2개의 추가적인 화상(예컨대, 상술한 화상 A 및 B)의 이용을 갖는다. 그러나, 이들 방법 모두는 적은(즉, 추가적인 화상 1개만) 또는 많은 추가적인 화상을 이용하기 위해 변경될 것이다.

상술한 2가지 방법의 성능은 심장혈관 주기성 모니터링과 조합되면 크게 향상될 것이다. 특히, 이것은 심장혈관 주기성 모니터링이 높은 내부화상 근사값을 생성하는 연속화상에 적용한다. 일반적으로, 이들 화상은 내부화상 동작이 없다. 따라서, 가장 신뢰할 수 있는 결과는 최대 내부화상 근사를 갖는 연속화상이 시간적 필터링 또는 자동분할에 입력으로 제공될 때 기대된다.

도뇨화(catheterization)를 이용하여 혈관의 처리동안, 그것은 동일한 혈관부분에 IVUS 풀백 조사가 반복하는데 통상 실용적이다. 예컨대, 통상의 경우는 우선 의문부분을 다시보고, 질병(있다면)을 판단하고, IVUS 도뇨관을 제거하고, 치료 옵션을 고려하고, 치료를 수행한 다음 즉시 치료결과를 평가하기 위해 IVUS를 이용하여 다시 처리된 부분을 조사하는 것이다.

상기와 같은 치료결과를 적절하게 평가하기 위해, 혈관의 길이를 따라 동일한 위치, 즉 대응하는 부분에 위치한 전처리 및 후처리 부분의 대응하는 부분이 비교된다. 이하의 방법은 매칭, 즉 대응하는 부분의 자동 식별을 제공한다.

대응하는 부분의 매칭을 달성하기 위해, 근사/유사 동작은 연속화상의 제1그룹, 즉 제1풀백 필름의 기준 부분에 속하는 화상과 제2풀백 필름의 연속화상의 제2그룹에 속하는 화상 사이에 적용된다. 제2필름의 대응하는 부분에 제1필름에 기준부분의 매칭은 몇몇 표준함수가 최대화 될 때 얻어진다.

2개의 필름중 어느 하나로부터 기준부분이 선택된다. 기준부분은 표시되는 연속화상의 그룹, 예컨대 IVUS 화상의 제2필름이 될 것이다. 2개의 필름에 존재하고 어떤 과정의 결과 변경이 없는 혈관에 위치로부터 기준부분을 선택하는 것이 중요하고, 기준부분은 처리된 부분에 인접하거나 처리된 부분에 말단에 존재한다.

예로서 도 15에 표는 대응하는 부분의 매칭을 위한 방법을 명확하게 할 것이다.

좌측 열은 제1필름의 시간 시퀀스를 나타내고, 이 경우에 필름은 20개의 연속화상으로 이루어진다. 중간행은 제2필름으로부터 선택되고 10개의 연속화상으로 이루어진 기준구획을 나타낸다. 우측 행은 제2필름(#1~#10)으로부터 기준구획의 화상에 사실상 대응하는 제1필름(#5~#14)으로부터 10개의 연속화상을 리스트한다. 매칭 처리의 목적은 사실상 이 대응성을 밝히는 것이다.

일단 기준구획이 선택되면, 또 다른 필름을 따라 시프트(매번 하나의 화상(또는 그 이상)하고, 안정화의 설정과 근사동작은 각 구획의 대응하는 화상간 실시된다. 시프트의 방향은 2개 필름의 시간 시퀀스에 기준구획의 상대적 위치에 의존한다. 그러나, 일반적으로 이것이 알려지지 않으면, 시프트가 양방향으로 실행될 수 있다.

예컨대, 여기서:

r = 기준구획;

f = 제1필름,

동작의 제1설정 은 이하의 쌍으로 이루어지는 화상간 일어날 것이다: $r\#1-f\#1$, $r\#2-f\#2$, $r\#3-f\#3$, ..., $r\#10-f\#10$.

동작의 제2설정 은 이하의 쌍으로 이루어지는 화상간 일어날 것이다: $r\#1-f\#2$, $r\#2-f\#3$, $r\#3-f\#4$, ..., $r\#10-f\#11$.

동작의 제3설정 은 이하의 쌍으로 이루어지는 화상간 일어날 것이다: $r\#1-f\#3$, $r\#2-f\#4$, $r\#3-f\#5$, ..., $r\#10-f\#12$ 등. 본 예에서 알 수 있는 바와 같이, 시프팅은 매번 단일 화상에 의해 그리고 한방향으로만

실행된다.

예컨대, 각 쌍에 화상간 이하의 동작이 실행된다. 우선, 기준구획으로부터의 화상이 제1필름에 사본과 관련한 순환 및 데카르트 동작에 대해 안정화된다. 다음에, 근사동작은 각 쌍의 화상간 실행된다. 이 동작은 예컨대 표준화 교차-상관관계(주기성 검색과 관련하여 상술한)가 될 것이다. 각 그와 같은 동작은 근사값, 예컨대 표준화된 교차-상관관계가 이용될 경우 교차-상관계수를 생성한다. 상기와 같은 동작의 설정은 다수의 교차-상관값을 생성한다. 도 15의 표에 나타난 예에 있어서, 매번 기준구획이 시프트되고, 새로운 교차-상관계수가 생성된다.

동작의 설정에 의해 생성된 근사값은 근사함수, 예컨대 평균함수의 타입으로 맵핑(mapping)될 수 있다. 상기 예를 이용하면, 교차-상관계수는 합해지고 다수의 쌍, 즉 10개로 분할된다. 따라서, 각 동작의 설정은 단일 값, 즉 기준구획과 제1필름에 일시적인 사본간 근사의 정도를 나타내는 평균근사로 생긴다. 따라서, 동작의 제1설정 결과는 단일 값이 되고, 동작의 제2설정 결과는 또 다른 값이 된다(등등).

최적의 평균근사가 대응하는 또는 매칭하는 구획과 매우 유사한 구획간에 실행된 동작의 결과로서 생기는 것을 기대할 수 있다.

상기 예에 있어서, 이들 구획은 이하의 쌍으로 이루어지는 화상간에 일어나는 동작의 제5설정동안 매칭된다: $r\#1-f\#5$, $r\#2-f\#6$, $r\#3-f\#7$, ..., $r\#10-f\#14$.

따라서, 최적 평균근사는 각 화상의 쌍이 실제 대응하는 화상, 즉 동일한 조직을 나타내기 때문에 대응하는 구획을 나타낸다. 그러나, 그 표준은 이 알고리즘을 따른다. 예컨대, 최대가 되도록 만들어지는 값중 하나만을 이용하는 대신 많은 시프트된 구획위치로부터 유도된 근사함수의 형성을 고려한다.

일단 대응하는 구획이 식별되면, 완전한 제1 및 제2필름은 또 다른 것과 관련하여 동기화된다. 이것은 또 다른 것과 관련하여 어느 하나의 필름에 수행된 매칭 처리과정에 의해 드러난 전용 프레임 시프트의 결과가 될 것이다. 따라서, 2개의 나란한 필름을 볼 때, 전처리 구획은 후처리부와 함께 수반하여 나타난다.

대응하는 구획을 동기화 하는 것 외에, 또한 상기 동작도 또 다른 것과 관련하여 대응하는 구획을 안정화한다. 이것은 조직에 변경을 이해하는 능력을 더욱 강화한다. 따라서, 도뇨관이 혈관 내에 삽입될 때 조차 위치 및 방향이 변경될 것이고, 그럼에도 불구하고 전처리 및 후처리 필름에 화상이 또 다른 것과 관련하여 안정화된다.

기준구획에 사용된 화상수는 변경된다. 매칭 과정에 사용된 많은 화상은 지역 에러에 강하고 에러가 저감될 것이다. 그러나, 트레이드오프(tradeoff)는 증가하는 쌍의 수로 각 매칭 과정에 대한 계산이 요구된 많은 계산시간이다.

폴백율이 안정을 유지하고 알려진 폴백 필름을 획득하는데 중요하다. 폴백율이 2개의 획득에 동일한 것이 바람직하다.

본 발명의 많은 다른 변경이 가능하다. 상기 기술한 여러 가지 특징은 개별적으로 그리고 독립적으로 구체화된다. 또한, 이들 특징은 여러 가지 그룹으로 조합된다.

발명의 효과

이상 설명한 바와 같이, 본 발명은 종래 IVUS 이미징 시스템과 관련된 문제를 해결하고 의사가 정확한 IVUS 화상과 평가되는 조직의 화상 시퀀스를 제공하여 종래와 관련된 문제를 해결함으로써 보다 정확한 진단 및 평가를 가능하게 한다.

(57) 청구의 범위

청구항 1

신체의 루멘(lumen) 내에 위치한 초음파 신호 발신기 및 탐지기와,
상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기에 결합된 프로세서를 구비하여 구성되고,
상기 프로세서는;

- 탐지된 초음파 신호로부터 제1화상을 유도하고,
- 탐지된 초음파 신호로부터 제2화상을 유도하고,
- 상기 제1화상에 제2화상을 비교하며,
- 상기 제1 및 제2화상을 처리하도록 프로그램된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 제1화상에 제2화상 비교는 상기 제1화상과 관련하여 제2화상을 평가하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 3

제1항에 있어서, 유도하기 위해 프로그램된 상기 프로세서는 프로세싱 및 디지털화(digitizing)중 적어도 어느 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 프로세서에 결합된 디스플레이를 더 비교하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 유도는 2차원 배열로 구성된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 2차원 배열은 극좌표 및 데카르트(Cartesian) 좌표중 적어도 어느 하나로 구성된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 7

제5항에 있어서, 상기 2차원 배열은 상기 극좌표 및 데카르트 좌표로 구성된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 8

제5항에 있어서, 상기 2차원 배열은 소정 공간위치로부터 탐지된 초음파 신호를 표시하는 다수의 성분을 갖춘 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 9

제2항에 있어서, 상기 제1화상에 대해 상기 제2화상 평가는 시프트 평가를 갖는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 10

제2항에 있어서, 상기 제1화상에 대해 상기 제2화상 평가는 적어도 하나의 근사동작을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 적어도 하나의 근사동작은 교차-상관관계, 표준화 교차-상관관계 및 SAD중 적어도 어느 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 교차-상관관계는 직접 교차-상관성 및 푸리에 변환중 적어도 어느 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 13

제2항에 있어서, 상기 제1화상에 대해 상기 제2화상 평가는 데카르트 좌표 및 극좌표중 적어도 어느 하나를 이용하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 14

제2항에 있어서, 상기 제1화상에 대해 상기 제2화상 평가는 적어도 하나의 크기로 이루어지는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 15

제1항에 있어서, 상기 프로세서는 데카르트 치환, 순환동작 및 혈관운동중 적어도 어느 하나를 탐지하기 위해 더 프로그램 된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 16

제15항에 있어서, 상기 데카르트 치환 및 순환동작중 적어도 어느 하나는 고정된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 17

제15항에 있어서, 상기 데카르트 치환 및 순환동작중 적어도 어느 하나는 국부적(local)인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 18

제15항에 있어서, 상기 혈관운동은 전체적(global)인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 19

제15항에 있어서, 상기 혈관운동은 국부적인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 20

제1항에 있어서, 상기 프로세서는 화상 증대 및 루멘 식별중 적어도 어느 하나에 대한 탐지된 초음파 신호에 변경을 자동적으로 모니터하도록 더 프로그램된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 21

제20항에 있어서, 프로세싱은 조직에 시간적 변경과 시간적 필터링의 분류중 적어도 어느 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 22

제1항에 있어서, 상기 프로세서는 심장혈관 주기성을 자동적으로 모니터하도록 더 프로그램된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 23

제1항에 있어서, 상기 프로세서는 화상품질을 자동적으로 모니터하도록 더 프로그램된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 24

신체의 루멘(lumen) 내에 위치한 초음파 신호 발신기 및 탐지기와,
상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기에 결합된 프로세서를 구비하여 구성되고,
상기 프로세서는;

- a. 탐지된 초음파 신호의 제1설정으로부터 제1화상을 유도하고,
- b. 탐지된 초음파 신호의 제2설정으로부터 제2화상을 유도하고,
- c. 상기 제1화상에 제2화상을 비교하고,
- d. 탐지된 초음파 신호에 변경을 자동적으로 모니터하고,
- e. 심장혈관 주기성을 자동적으로 모니터하며,
- f. 상기 제1화상에 대해 상기 제2화상을 안정화시키도록 프로그램된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 25

신체의 루멘(lumen) 내에 위치되고 신체의 루멘의 섹션(section)을 통해 이동하는 초음파 신호 발신기 및 탐지기와,

상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기에 결합된 프로세서를 구비하여 구성되고,
상기 프로세서는;

- a. 상기 섹션을 통해 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기의 제1동작동안 탐지된 초음파 신호로부터 제1화상을 유도하고,
- b. 상기 섹션을 통해 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기의 제2동작동안 탐지된 초음파 신호로부터 제2화상을 유도하고,
- c. 상기 제1화상에 제2화상을 비교하고,
- d. 상기 제1 및 제2화상을 처리하도록 프로그램되며,

상기 비교에 기초한 상기 제2화상의 디스플레이를 조절하는 상기 프로세서에 결합된 디스플레이를 더 구비하여 구성된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 26

신체의 루멘 내에 위치되고 신체의 루멘의 섹션을 통해 이동하는 초음파 신호 발신기 및 탐지기와,
상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기에 결합된 프로세서를 구비하여 구성되고,
상기 프로세서는;

- a. 상기 섹션의 제1부분으로부터 탐지된 초음파 신호로부터 제1화상을 유도하고,
- b. 상기 섹션의 제2부분으로부터 탐지된 초음파 신호로부터 제2화상을 유도하고,
- c. 상기 제1화상에 제2화상을 비교하고,
- d. 상기 제1 및 제2화상을 처리하도록 프로그램되며,

상기 비교에 기초한 상기 제2화상의 디스플레이를 조절하는 상기 프로세서에 결합된 디스플레이를 더 구비하여 구성된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 27

신체의 루멘 내에 위치한 초음파 신호 발신기 및 탐지기와,
상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기에 결합된 프로세서를 구비하여 구성되고,
상기 프로세서는;

- a. 탐지된 초음파 신호의 제1설정으로부터 제1화상을 유도하고,
- b. 탐지된 초음파 신호의 제2설정으로부터 제2화상을 유도하고,

- c. 자동 모니터링을 실행하며,
- d. 상기 제1화상에 대해 상기 제2화상을 평가하도록 프로그램된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 28

제27항에 있어서, 상기 프로세서는 혈관운동에 대한 제1화상 및 제2화상을 자동적으로 모니터링하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 29

제28항에 있어서, 상기 혈관운동은 국부적인 혈관운동 및 전체적인 혈관운동중 어느 하나인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 30

제27항에 있어서, 상기 프로세서는 근사함수를 형성하기 위해 프로그램된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 31

제30항에 있어서, 상기 근사함수는 교차-상관관계, 표준화 교차-상관관계 및 SAD중 적어도 어느 하나를 이용하여 형성된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 32

제30항에 있어서, 상기 프로세서는 심장혈관 주기성을 위한 근사함수를 자동적으로 모니터링하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 33

제32항에 있어서, 임계 교차, 내부 근사, 퓨리에 변환 및 분광분석중 적어도 어느 하나를 이용하여 심장혈관 주기성을 위한 근사함수를 자동적으로 모니터링하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 34

제30항에 있어서, 상기 근사함수는 화상품질을 위해 분석되는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 35

제30항에 있어서, 상기 평가는 시프트 평가를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 36

신체의 루멘 내에 위치한 초음파 신호 발신기 및 탐지기와,

상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기에 결합된 프로세서를 구비하여 구성되고,

상기 프로세서는;

- a. 탐지된 초음파 신호의 제1설정으로부터 제1화상을 유도하고,
- b. 탐지된 초음파 신호의 제2설정으로부터 제2화상을 유도하고,
- c. 상기 제1화상에 대해 상기 제2화상을 평가하며,
- d. 상기 제1화상에 대해 상기 제2화상을 안정화시키도록 프로그램된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 37

제36항에 있어서, 상기 제1화상 및 상기 안정화된 제2화상을 디스플레이하기 위한 상기 프로세서에 결합된 디스플레이를 더 구비하여 구성된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 38

제36항에 있어서, 상기 제1화상에 대한 상기 제2화상 안정화는 데카르트 좌표 및 극좌표중 적어도 어느 하나를 이용하여 달성되는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 39

제36항에 있어서, 상기 제1화상에 대한 상기 제2화상 안정화는 적어도 하나의 크기로 달성되는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 40

제36항에 있어서, 상기 안정화는 데카르트 치환, 순환동작 및 혈관운동중 적어도 어느 하나에 대한 안정화를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 41

제40항에 있어서, 상기 안정화는 전체적, 국부적 및 고정된 동작중 적어도 어느 하나에 대한 안정화를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 42

제36항에 있어서, 상기 안정화는 상기 제2화상에 각 다수의 위치 안정화를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 43

제36항에 있어서, 상기 안정화는 상기 제2화상 시프팅을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 44

제36항에 있어서, 상기 안정화는 평가에 기초한 상기 제2화상을 조절하는 것을 포함한 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 45

제36항에 있어서, 상기 프로세서는 드리프트(drift)를 제한하기 위해 더 프로그램된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 46

제43항에 있어서, 상기 프로세서는 심장혈관 주기성 모니터링으로부터 유도된 정보를 이용하여 상기 제2화상의 시프팅을 조절함으로써 상기 드리프트를 제한하도록 더 프로그램된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 47

신체의 루멘 내에 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 위치시키는 단계와,

초음파 신호를 탐지하는 단계,

상기 탐지된 초음파 신호로부터 제1화상을 유도하는 단계,

상기 탐지된 초음파 신호로부터 제2화상을 유도하는 단계,

상기 제1화상에 상기 제2화상을 비교하는 단계 및,

상기 제1화상 및 제2화상을 처리하는 단계를 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 48

제47항에 있어서, 상기 제1화상 및 제2화상을 디스플레이하기 위한 단계를 더 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 49

제47항에 있어서, 상기 비교는 상기 제1화상에 대해 상기 제2화상을 평가하는 것을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 50

제47항에 있어서, 상기 유도는 프로세싱 및 디지털이징중 적어도 어느 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 51

제47항에 있어서, 상기 유도는 2차원 배열을 구성하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 52

제51항에 있어서, 상기 2차원 배열은 극좌표 및 데카르트 좌표중 적어도 어느 하나로 구성된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 53

제51항에 있어서, 상기 2차원 배열은 소정 공간위치로부터 탐지된 초음파 신호를 표시하는 각 다수의 성분을 갖춘 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 54

제49항에 있어서, 상기 평가는 시프트 평가를 갖는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 55

제49항에 있어서, 상기 평가는 적어도 하나의 근사동작을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 56

제55항에 있어서, 상기 적어도 하나의 근사동작은 교차-상관관계, 표준화 교차-상관관계 및 SAD중 적어도 어느 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 57

제56항에 있어서, 상기 교차-상관관계는 직접 교차-상관성 및 퓨리에 변환중 적어도 어느 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 58

제49항에 있어서, 상기 평가는 데카르트 좌표 및 극좌표중 적어도 어느 하나를 이용하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 59

제49항에 있어서, 상기 평가는 적어도 하나의 크기로 이루어지는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 60

제47항에 있어서, 데카르트 치환, 순환동작 및 혈관운동중 적어도 어느 하나를 탐지하는 단계를 더 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 61

제60항에 있어서, 상기 데카르트 치환 및 순환동작중 적어도 어느 하나는 고정된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 62

제60항에 있어서, 상기 데카르트 치환 및 순환동작중 적어도 어느 하나는 국부적인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 63

제60항에 있어서, 상기 혈관운동은 전체적인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 64

제60항에 있어서, 상기 혈관운동은 국부적인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 65

제47항에 있어서, 상기 탐지된 초음파 신호에 변경을 자동적으로 모니터링하는 단계를 더 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 66

제65항에 있어서, 화상 증대의 단계를 더 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 67

제65항에 있어서, 루멘 식별단계를 더 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 68

제47항에 있어서, 심장혈관 주기성을 자동적으로 모니터링하는 단계를 더 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 69

제47항에 있어서, 화상품질을 자동적으로 모니터링하는 단계를 더 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 70

신체의 루멘 내에 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 위치시키는 단계와,

초음파 신호를 탐지하는 단계,

상기 탐지된 초음파 신호의 제1설정으로부터 제1화상을 유도하는 단계,

상기 탐지된 초음파 신호의 제2설정으로부터 제2화상을 유도하는 단계,

자동적으로 모니터링하는 단계,

상기 제1화상에 대해 상기 제2화상을 평가하는 단계 및,

상기 제1화상 및 제2화상을 처리하는 단계를 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미

징 방법.

청구항 71

제70항에 있어서, 근사함수를 형성하는 단계를 더 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 72

제71항에 있어서, 상기 근사함수는 교차-상관관계, 표준화 교차-상관관계 및 SAD중 적어도 어느 하나를 이용하여 형성하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 73

제70항에 있어서, 자동 모니터링은 혈관운동에 대한 상기 제1화상 및 제2화상을 모니터링하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 74

제73항에 있어서, 상기 혈관운동은 국부적 혈관운동 및 전체적 혈관운동중 적어도 어느 하나인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 75

제71항에 있어서, 상기 자동 모니터링은 상기 심장혈관 주기성을 위한 근사함수를 모니터링하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 76

제75항에 있어서, 상기 자동 모니터링은 임계 교차, 내부 근사, 푸레에 변환 및 분광분석중 적어도 어느 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 77

제71항에 있어서, 상기 근사함수는 화상품질을 위해 분석되는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 78

제70항에 있어서, 상기 평가는 시프트 평가를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 79

신체의 루멘 내에 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 위치시키는 단계와,

상기 초음파 신호를 탐지하는 단계,

상기 탐지된 초음파 신호의 제1설정으로부터 제1화상을 유도하는 단계,

상기 탐지된 초음파 신호의 제2설정으로부터 제2화상을 유도하는 단계,

상기 제1화상에 대해 상기 제2화상을 평가하는 단계 및,

상기 제1화상에 대해 상기 제2화상을 안정화시키는 단계를 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 80

제79항에 있어서, 상기 제1화상 및 상기 안정화된 제2화상을 디스플레이하는 단계를 더 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 81

제79항에 있어서, 상기 안정화는 데카르트 좌표 및 극좌표중 적어도 어느 하나를 이용하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 82

제79항에 있어서, 상기 안정화는 적어도 하나의 크기로 달성되는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 83

제79항에 있어서, 상기 안정화는 데카르트 치환, 순환동작 및 혈관운동중 적어도 어느 하나에 대한 안정화를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 84

제83항에 있어서, 상기 안정화는 전체적인, 국부적인 및 고정된 동작중 적어도 어느 하나에 대한 안정화를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 85

제79항에 있어서, 상기 안정화는 상기 제2화상에 각 다수의 위치 안정화를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 86

제79항에 있어서, 상기 안정화는 상기 제2화상 시프팅을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 87

제79항에 있어서, 상기 안정화는 평가에 기초한 상기 제2화상 조절을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 88

제79항에 있어서, 드리프트를 제한하는 단계를 더 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 89

제86항에 있어서, 상기 드리프트를 제한하는 단계를 더 구비하여 이루어지고, 상기 제한은 심장혈관 주기성 모니터링으로부터 유도된 정보를 이용하여 상기 제2화상의 시프팅 조절을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 90

신체의 루멘 내에 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 위치시키는 단계와,

상기 초음파 신호를 탐지하는 단계,

상기 탐지된 초음파 신호의 제1설정으로부터 제1화상을 유도하는 단계,

상기 탐지된 초음파 신호의 제2설정으로부터 제2화상을 유도하는 단계,

상기 제1화상에 상기 제2화상을 비교하는 단계,

상기 탐지된 초음파 신호에 변경을 자동적으로 모니터링하는 단계,

상기 심장혈관 주기성을 자동적으로 모니터링하는 단계 및,

상기 제1화상에 대해 상기 제2화상을 안정화시키는 단계를 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 91

신체의 루멘 내에 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 위치시키는 단계와,

상기 신체의 루멘의 섹션을 통해 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 이동시키는 단계,

상기 초음파 신호를 탐지하는 단계,

상기 섹션을 통해 초음파 신호 발신기 및 탐지기의 제1동작동안 탐지된 초음파 신호로부터 제1화상을 탐지하는 단계,

상기 섹션을 통해 초음파 신호 발신기 및 탐지기의 제2동작동안 탐지된 초음파 신호로부터 제2화상을 유도하는 단계,

상기 제1화상에 상기 제2화상을 비교하는 단계,

상기 제2화상을 조절하는 단계 및,

상기 조절된 제2화상을 디스플레이하는 단계를 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 92

신체의 루멘 내에 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 위치시키는 단계와,

상기 신체의 루멘의 섹션을 통해 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 이동시키는 단계,

상기 초음파 신호를 탐지하는 단계,

상기 섹션의 제1부분으로부터 탐지된 초음파 신호로부터 제1화상을 유도하는 단계,

상기 섹션의 제2부분으로부터 탐지된 초음파 신호로부터 제2화상을 유도하는 단계,

상기 제1화상에 상기 제2화상을 비교하는 단계,

상기 제2화상을 조절하는 단계 및,

상기 조절된 제2화상을 디스플레이하는 단계를 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 93

신체의 루멘 내에 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 위치시키는 단계와,
 상기 초음파 신호를 탐지하는 단계,
 상기 탐지된 초음파 신호의 제1설정으로부터 화상의 제1시리즈(series)를 유도하는 단계,
 상기 탐지된 초음파 신호의 제2설정으로 화상의 제2시리즈를 유도하는 단계,
 상기 화상의 제2시리즈에 상기 화상의 제1시리즈를 비교하는 단계 및,
 상기 화상의 제1시리즈 및 상기 화상의 제2시리즈를 자동적으로 매칭시키는 단계를 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 94

제93항에 있어서, 상기 매칭은 대응하는 화상의 식별을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 95

제93항에 있어서, 상기 적어도 화상의 제1시리즈의 일부분은 기준구획이 되고, 상기 적어도 화상의 제2시리즈의 일부분은 비기준구획이 되는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 96

제95항에 있어서, 상기 매칭은 상기 기준구획에 대한 화상에 의해 시프트되는 상기 비기준구획을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 97

제95항에 있어서, 상기 매칭은 상기 기준구획에 대해 안정화되는 비기준구획을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 98

제97항에 있어서, 상기 안정화는 상기 기준 및 비기준구획으로부터 대응하는 화상의 각각에 개별적으로 실행되는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 99

제97항에 있어서, 상기 안정화는 상기 화상의 제1시리즈 및 제2시리즈로부터 대응하는 화상의 각각에 개별적으로 실행되는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 100

제93항에 있어서, 상기 매칭은 근사동작을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 101

제100항에 있어서, 상기 근사동작은 교차-상관관계 및 표준화 교차-상관관계중 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 102

제93항에 있어서, 상기 화상의 제1시리즈는 상기 신체의 루멘의 제1섹션을 따라 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기의 제1동작으로부터 유도되고, 상기 화상의 제2시리즈는 상기 신체의 루멘의 제2섹션을 따라 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기의 제2동작으로부터 유도되는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 103

제102항에 있어서, 상기 신체의 루멘의 제1섹션 및 제2섹션은 거의 동일한 시간에 걸치는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 104

제93항에 있어서, 상기 비교는 상기 제1화상에 대해 상기 제2화상을 평가하는 단계를 구비하여 이루어진 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 방법.

청구항 105

신체의 루멘 내에 위치한 초음파 신호 발신기 및 탐지기와,
 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기에 결합된 프로세서를 구비하여 구성되고,
 상기 프로세서는;

- 상기 탐지된 초음파 신호의 제1설정으로부터 화상의 제1시리즈를 유도하고,
- 상기 탐지된 초음파 신호의 제2설정으로부터 화상의 제2시리즈를 유도하고,
- 상기 화상의 제2시리즈에 상기 화상의 제1시리즈를 비교하며,

d. 상기 화상의 제1시리즈 및 화상의 제2시리즈를 자동적으로 매칭시키도록 프로그램된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 106

제105항에 있어서, 상기 제1화상에 상기 제2화상 비교는 상기 제1화상에 대해 상기 제2화상 평가를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 107

제105항에 있어서, 상기 매칭은 대응하는 화상의 식별을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 108

제105항에 있어서, 상기 화상의 제1시리즈의 적어도 일부분은 기준구획이 되고, 상기 화상의 제2시리즈의 적어도 일부분은 비기준구획이 되는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 109

제108항에 있어서, 상기 매칭은 상기 기준구획에 대한 화상에 의해 시프트되는 상기 비기준구획을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 110

제108항에 있어서, 상기 매칭은 상기 기준구획에 대해 안정화되는 상기 비기준구획을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 111

제110항에 있어서, 상기 안정화는 상기 기준 및 비기준구획으로부터 대응하는 화상의 각각에 개별적으로 실행되는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 112

제110항에 있어서, 상기 안정화는 상기 화상의 제1시리즈 및 제2시리즈로부터 대응하는 화상의 각각에 개별적으로 실행되는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 113

제105항에 있어서, 상기 매칭은 근사동작을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 114

제113항에 있어서, 상기 근사동작은 교차-상관관계 및 표준화 교차-상관관계중 어느 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 115

제105항에 있어서, 상기 화상의 제1시리즈는 상기 신체의 루멘의 제1섹션을 따라 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기의 제1동작으로부터 유도되고, 상기 화상의 제2시리즈는 상기 신체의 루멘의 제2섹션을 따라 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기의 제2동작으로부터 유도되는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 116

제115항에 있어서, 상기 신체의 루멘의 제1섹션 및 제2섹션은 거의 동일한 시간에 걸치는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 117

제1항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기에 결합된 탐침(probe)을 더 구비하여 구성된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 118

제117항에 있어서, 상기 탐침은 적어도 도뇨관(catheter) 및 안내선(guide wire)중 어느 하나인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 119

제1항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 독립적인 발신기와 독립적인 탐지기를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 120

제25항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기에 결합된 탐침을 더 구비하여 구성되고, 상기 섹션을 통해 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 이동시키는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 121

제20항에 있어서, 상기 탐침은 상기 도뇨관 및 안내선중 적어도 어느 하나인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 122

제25항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 독립적인 발신기와 독립적인 탐지기를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 123

제26항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기에 결합된 탐지기를 더 구비하여 구성되고, 상기 선택을 통해 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 이동시키는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 124

제123항에 있어서, 상기 탐침은 상기 도뇨관 및 안내선중 적어도 어느 하나인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 125

제26항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 독립적인 발신기 및 독립적인 탐지기를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 126

제27항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 독립적인 발신기 및 독립적인 탐지기를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 127

제36항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 독립적인 발신기 및 독립적인 탐지기를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 128

제47항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 상기 탐침에 결합된 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 129

제128항에 있어서, 상기 탐침은 도뇨관 및 안내선중 적어도 어느 하나인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 130

제47항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 독립적인 발신기와 독립적인 탐지기를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 131

제70항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 독립적인 발신기와 독립적인 탐지기를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 132

제79항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 독립적인 발신기와 독립적인 탐지기를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 133

제91항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 탐지기에 결합되고, 상기 탐침은 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 이동시키는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 134

제133항에 있어서, 상기 탐침은 상기 도뇨관 및 안내선중 적어도 어느 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 135

제91항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 독립적인 발신기 및 탐지기를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 136

제92항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 상기 탐침에 결합되고, 상기 탐침은 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 이동시키는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 137

제136항에 있어서, 상기 탐침은 상기 도뇨관 및 안내선중 적어도 어느 하나인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 138

제92항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 독립적인 발신기 및 독립적인 탐지기를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 139

제102항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 상기 탐침에 결합되고, 상기 탐침은 상기 초음파 발신기 및 탐지기를 이동시키는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 140

제139항에 있어서, 상기 탐침은 상기 도뇨관 및 안내선중 적어도 어느 하나인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 141

제93항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 독립적인 발신기와 독립적인 탐지기를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 142

제115항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기에 결합된 탐침을 더 구비하여 구성되고, 상기 섹션을 통해 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기를 이동시키는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 143

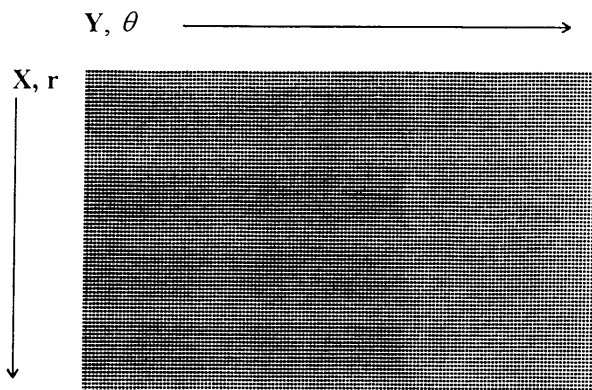
제142항에 있어서, 상기 탐침은 상기 도뇨관 및 안내선중 적어도 어느 하나인 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

청구항 144

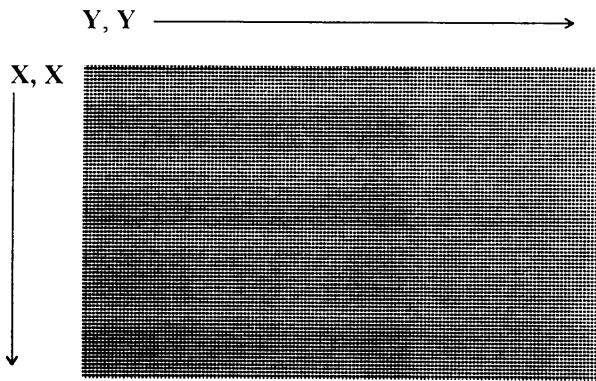
제105항에 있어서, 상기 초음파 신호 발신기 및 탐지기는 독립적인 발신기와 독립적인 탐지기를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관내 초음파 이미징 장치.

도면

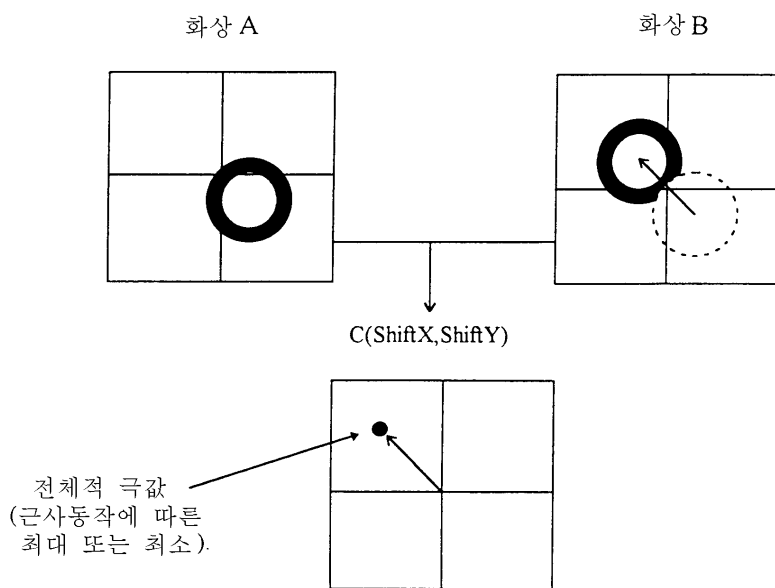
도면 1a



도면 1b



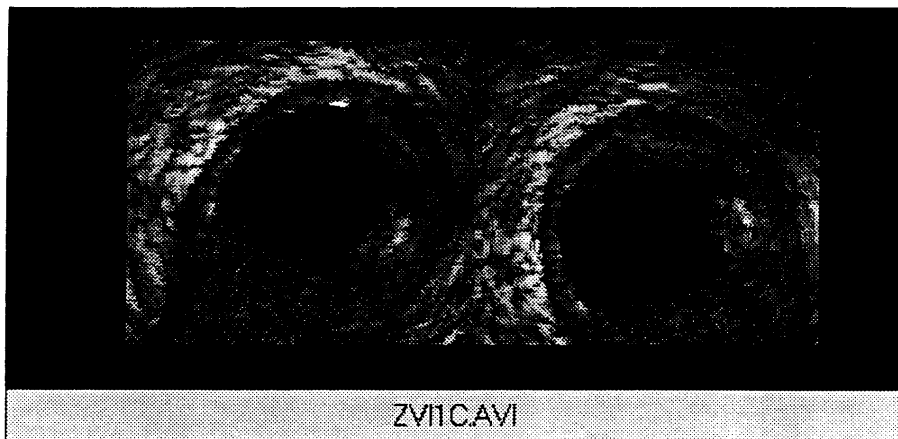
도면 2



도면 3

본래 화상

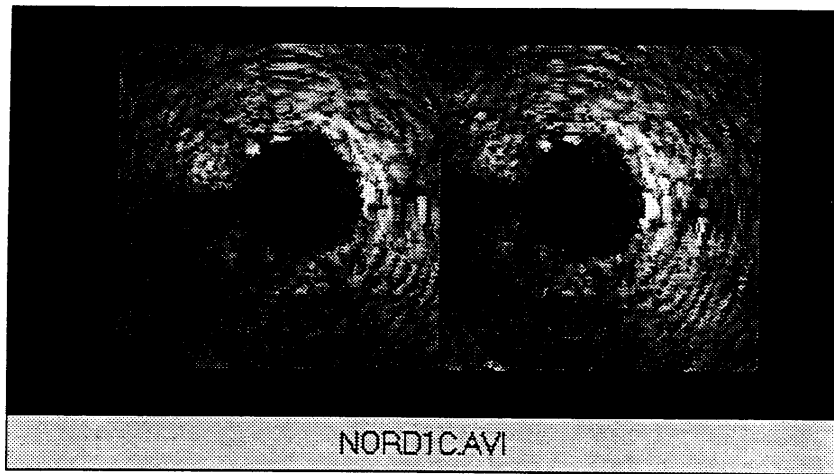
드리프트된 화상



도면4

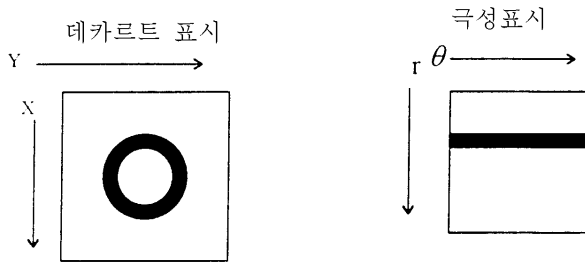
비안정화 화상

안정화 화상

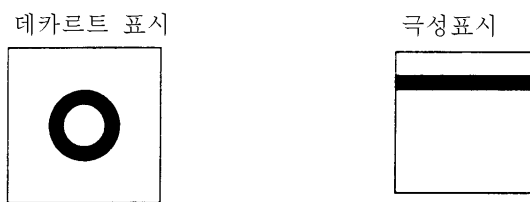


도면5

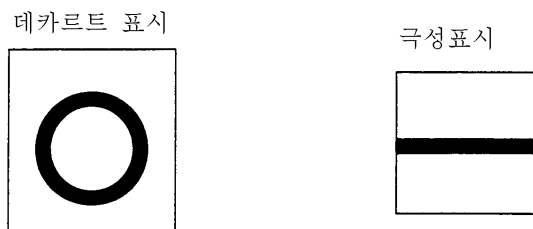
a. 기준선 혈관



b. 전체적 수축



c. 전체적 팽창

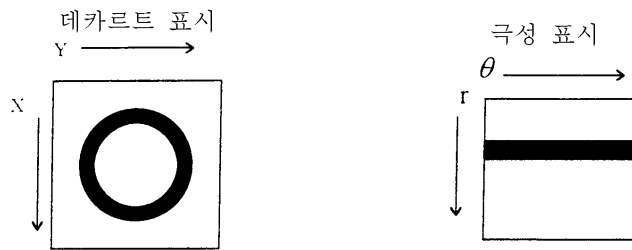


도면6

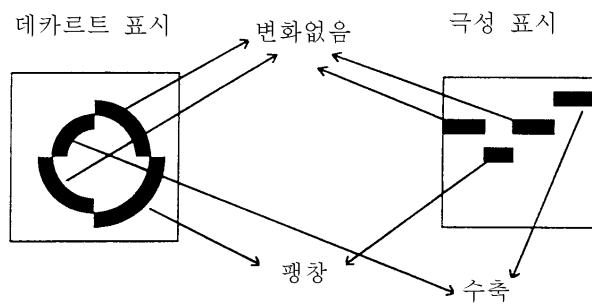


도면7

a. 기준선

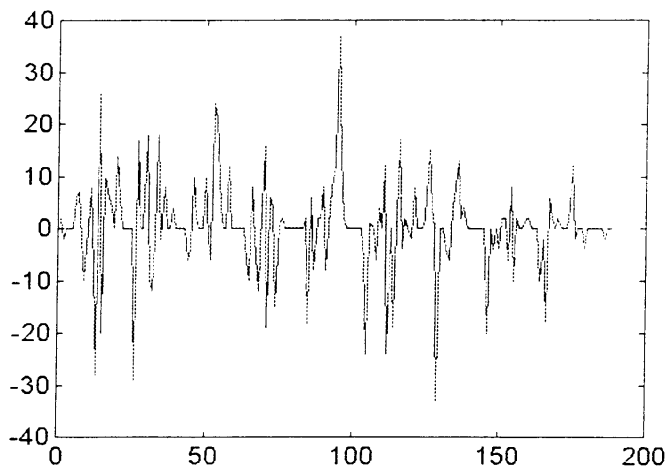


b. 지역적 혈관운동



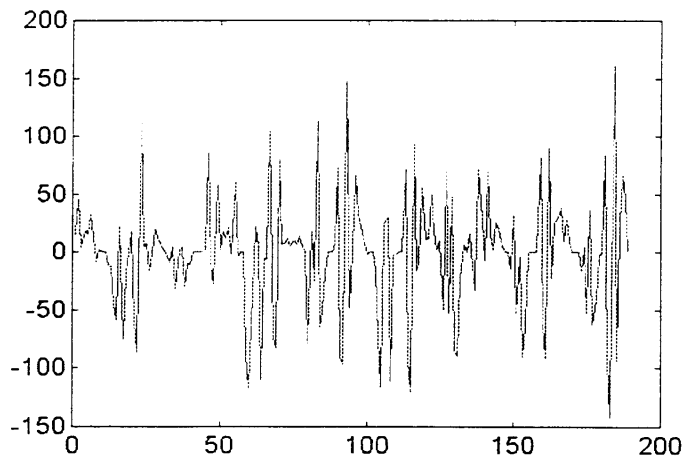
도면8a

전삽입

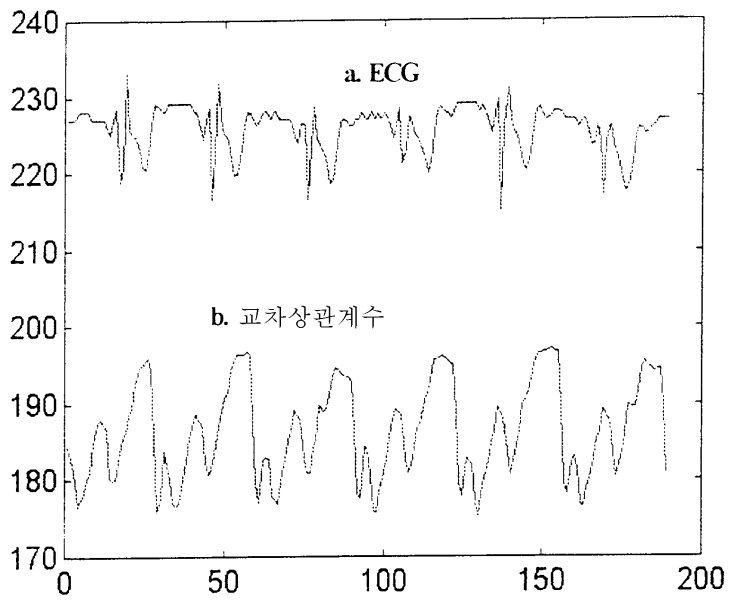


도면8b

후삽입



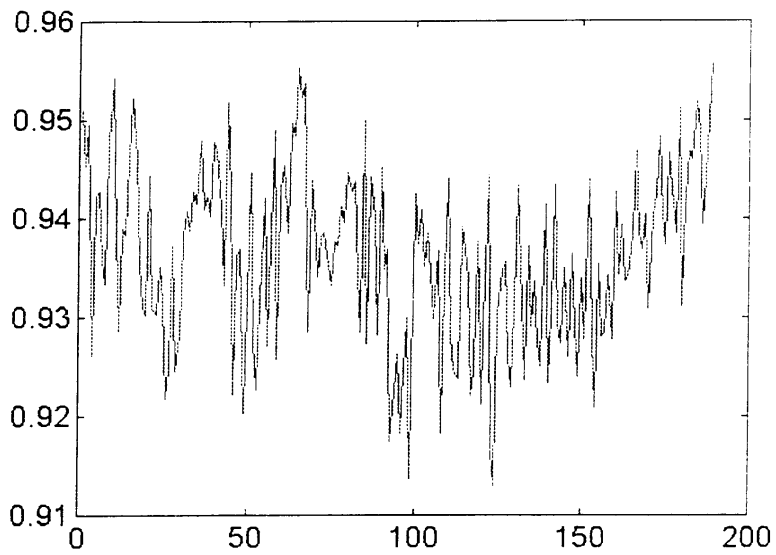
도면9



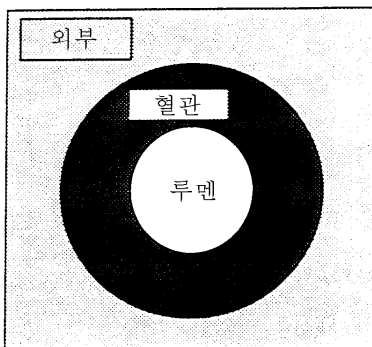
도면10

# 화상	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
근사값	0.8	0.83	0.89	0.85	0.82	0.87	0.9	0.88	0.86	0.84
내부 교차- 상관관계	1	0.9988	0.9978	0.9993	0.9999	0.9991	0.9982	-	-	-

도면11



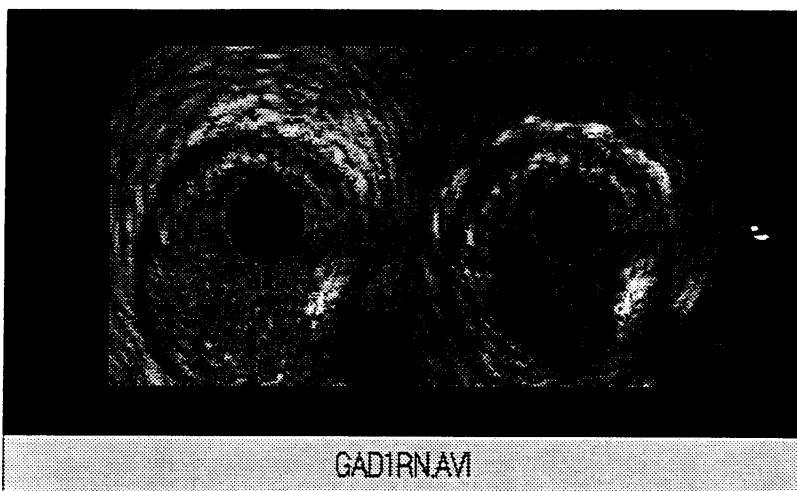
도면12



도면13

본래 화상

필터된 화상



도면 14



도면 15

제1필름	기준 구획	제1필름으로부터 대응하는 화상
#1	#1	#5
#2	#2	#6
#3	#3	#7
#4	#4	#8
#5	#5	#9
#6	#6	#10
#7	#7	#11
#8	#8	#12
#9	#9	#13
#10	#10	#14
#11		
#12		
#13		
#14		
#15		
#16		
#17		
#18		
#19		
#20		
#...		