



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2024-0165385
(43) 공개일자 2024년11월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/026 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)
G02B 27/48 (2022.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0261 (2013.01)
A61B 5/7207 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2024-7034199
(22) 출원일자(국제) 2023년03월03일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2024년10월14일
(86) 국제출원번호 PCT/NL2023/050105
(87) 국제공개번호 WO 2023/177281
국제공개일자 2023년09월21일
(30) 우선권주장
2031317 2022년03월17일 네덜란드(NL)

(71) 출원인
리미스 디벨롭먼트 비.브이.
네덜란드 8934 에이디 레이우아르던 앙리 뒤낭베
크 2
(72) 발명자
데이크스트라, 클라스
네덜란드 8900 쉐베 레이우아르던 포스트뷔스
1080 엔하엘 스텐덴 호흐스줄 레이우아르던 내
카론, 요스트 에밀 마르셀
네덜란드 8401 데카 고레데이크 스타티온스베흐 3
내
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
이은철, 이우영, 전병기

전체 청구항 수 : 총 33 항

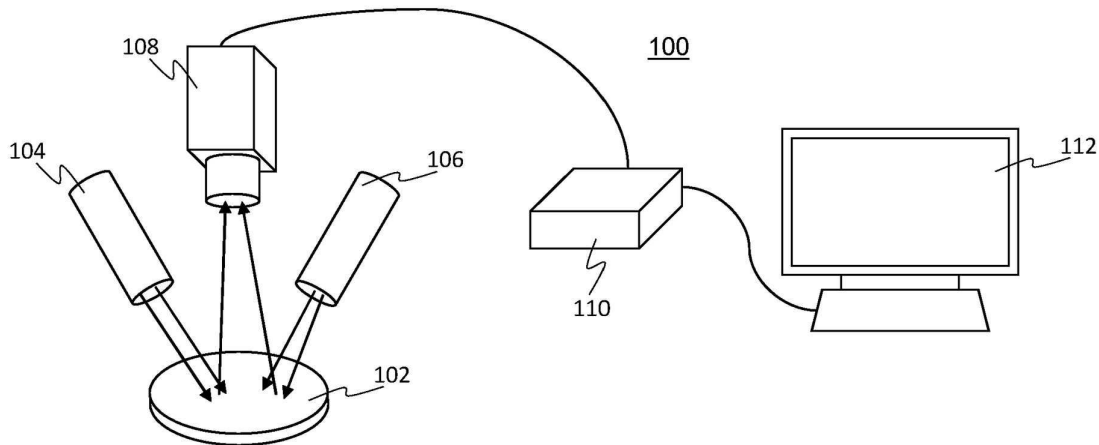
(54) 발명의 명칭 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징

(57) 요약

움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징을 위한 방법과 시스템이 개시된다. 상기 방법은 생체 조직을 포함하는 대상 영역을 제1 파장의 코히어런트 제1 광에 노출시키는 단계, 및 적어도 하나의 이미지 시퀀스를 캡처하는 단계를 포함한다. 적어도 하나의 이미지 시퀀스는 제1 스펙클 이미지를 포함하고, 제1 스펙클 이미지는 제1

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1a



광으로 노출되는 동안 캡처된다. 상기 방법은 제1 스펙클 이미지를 서로 등록하기 위한 이미지 등록 알고리즘의 하나 이상의 등록 매개변수를 결정하는 단계를 더 포함한다. 상기 방법은 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘을 기반으로 제1 스펙클 이미지를 등록하여 등록된 제1 스펙클 이미지를 결정하고, 등록된 제1 스펙클 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계; 또는 제1 스펙클 이미지에 기초하여 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘에 기초하여 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록하여 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지에 기초하여 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 더 포함한다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/721 (2013.01)

G02B 27/48 (2022.01)

(72) 발명자

베르되렌, 아렌트 얀 빌헬름스

네덜란드 9222 엔제트 드라흐트스터 콤파니 잇 헤
이호펜 8 내

부르마, 에버르트 크리스티안

네덜란드 8934 아데 레이우아르던 앙리 뒤낭베크 2
메디스 센트룸 레이우아르던 내

명세서

청구범위

청구항 1

움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징 방법으로서,

대상 영역을 제1 파장의 코히어런트 제1 광에 노출시키는 단계 - 상기 대상 영역은 생체 조직을 포함함 - ;

적어도 하나의 이미지 시퀀스를 캡처하는 단계 - 상기 적어도 하나의 이미지 시퀀스는 제1 스펙클 이미지를 포함하고, 제1 스펙클 이미지는 제1 광으로 노출하는 동안 캡처됨 - ;

제1 스펙클 이미지를 서로 등록하기 위한 이미지 등록 알고리즘의 하나 이상의 등록 매개변수를 결정하는 단계; 및

하나 이상의 등록 매개변수 및 이미지 등록 알고리즘을 기반으로 제1 스펙클 이미지를 등록하여 등록된 제1 스펙클 이미지를 결정하고, 및 등록된 제1 스펙클 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계; 또는

제1 스펙클 이미지에 기반하여 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘에 기반하여 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록하여 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 및 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지에 기반하여 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 포함하는, 이미징 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

하나 이상의 등록 매개변수를 결정하는 단계는 복수의 이미지에 기반하며, 바람직하게는 복수의 이미지에 있는 이미지는 제1 스펙클 이미지 및/또는 제1 스펙클 이미지와 연관된 이미지에서 선택되고 및/또는 제1 스펙클 이미지에서 파생된 이미지 또는 제1 스펙클 이미지와 연관된 이미지에서 선택되는, 이미징 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

등록 매개변수는 복수의 이미지 각각의 하나 이상의 픽셀 그룹의 픽셀 값의 유사성 척도에 기반하는, 이미징 방법.

청구항 4

제2항 또는 제3항에 있어서, 상기 방법은:

복수의 이미지에 있는 이미지를 변환하여 변환된 이미지를 결정하는 단계를 더 포함하고, 상기 변환은 바람직하게는 푸리에 변환, 멜린 변환, 및 로그 극좌표 변환 중 하나 이상을 포함하고;

등록 매개변수는 변환된 이미지의 비교에 기반하는, 이미징 방법.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 변환은 주파수 영역으로의 변환, 바람직하게는 푸리에 변환 또는 푸리에-멜린 변환이고, 변환된 이미지의 비교는:

변환된 이미지의 교차 상관을 결정하는 단계;

바람직하게는 역 푸리에 변환을 사용하여, 교차 상관의 공간 영역으로의 변환을 결정하는 단계; 및

공간 영역에서 교차 상관의 피크를 결정하는 단계를 포함하는, 이미징 방법.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 변환은 대수-극좌표 변환이고;

변환된 이미지의 비교는 서로에 대해 변환된 이미지의 쉬프트를 결정하는 단계를 포함하고; 및

등록 매개변수를 결정하는 단계는 결정된 쉬프트에 따라 회전 및/또는 크기 조정을 결정하는 단계를 포함하는, 이미징 방법.

청구항 7

제1항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 방법은:

제1 스페클 이미지에 대한 복수의 마스크를 결정하는 단계 - 복수의 마스크 각각은 각각의 제1 스페클 이미지와 연관되고, 복수의 마스크 각각은 연관된 제1 스페클 이미지의 하나 이상의 픽셀과 신뢰도 점수를 연관시킴 - ;

하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘을 기반으로 복수의 마스크를 등록하여 복수의 등록된 마스크를 결정하는 단계; 및

복수의 등록된 마스크를 기반으로 결합된 스페클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 더 포함하는, 이미징 방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

복수의 마스크 중 적어도 하나는 각각의 스페클 이미지에서 식별된 아티팩트, 바람직하게는 거울 반사 아티팩트에 기반하고; 및/또는

복수의 마스크 중 적어도 하나는 생체 조직을 나타내지 않는 것으로 식별된 픽셀에 기반하는, 이미징 방법.

청구항 9

제7항 또는 제8항에 있어서,

복수의 마스크를 결정하는 단계는 편차 입력 픽셀 값 및/또는 편차 스페클 콘트라스트 값, 예를 들어, 미리 정해진 절대적 또는 상대적 상위 임계값 이상의 값 또는 미리 정해진 절대적 또는 상대적 하위 임계값 미만의 값을 식별하는 단계를 포함하고; 및/또는

복수의 마스크를 결정하는 단계는 이미지 인식 알고리즘을 기반으로 생체 조직을 나타내지 않는 픽셀을 식별하는 단계를 포함하는, 이미징 방법.

청구항 10

제7항 내지 제9항 중 어느 한 항에 있어서,

제1 스페클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계는 각각의 제1 스페클 이미지와 연관된 상기 마스크를 기반으로 하는, 이미징 방법.

청구항 11

제1항 내지 제10항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 방법은:

대상 영역을 하나 이상의 제2 파장의 제2 광, 바람직하게는 제2 파장의 코히어런트 광 또는 가시광선 스펙트럼의 복수의 제2 파장을 포함하는 광에 노출시키는 단계를 더 포함하고, 제2 광에 대한 노출은 제1 광에 대한 노출과 번갈아서 또는 제1 광에 대한 노출과 동시에 이루어지고;

적어도 하나의 이미지 시퀀스는 제2 이미지 시퀀스를 포함하고, 제2 이미지는 제2 광에의 노출 동안 캡처되고; 및

복수의 이미지는 제2 이미지 시퀀스 또는 제2 이미지에서 파생된 이미지에서 선택되고, 제2 이미지 또는 그 파

생 이미지 각각은 제1 스펙클 이미지와 연관되는, 이미징 방법.

청구항 12

제11항에 있어서,

적어도 제2 파장의 광은 미리 정해진 제2 파장의 코히어런트 광이며, 바람직하게는 전자기 스펙트럼의 녹색 또는 청색 부분, 바람직하게는 380-590nm 범위, 더 바람직하게는 470-570nm 범위, 훨씬 더 바람직하게는 520-560nm 범위이고, 제2 이미지 시퀀스는 제2 스펙클 이미지 시퀀스이고;

상기 방법은:

제2 스펙클 이미지 시퀀스에 따라 제2 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계; 및

제2 스펙클 콘트라스트 이미지 시퀀스에서 스펙클 콘트라스트 크기의 변화에 따라 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 조정하는 단계를 더 포함하는, 이미징 방법.

청구항 13

제1항 내지 제12항 중 어느 한 항에 있어서,

제1 파장은 전자기 스펙트럼의 적색 부분, 바람직하게는 600-700nm 범위, 더 바람직하게는 620-660nm 범위, 또는 전자기 스펙트럼의 적외선 부분, 바람직하게는 700-1200nm 범위인 파장인, 이미징 방법.

청구항 14

제1항 내지 제13항 중 어느 한 항에 있어서,

결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계는:

등록된 제1 스펙클 이미지의, 각각 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지의 평균을 계산하는 단계를 더 포함하고, 평균은 바람직하게는 가중 평균이고, 이미지의 가중치는 바람직하게는 등록 매개변수 또는 스펙클 콘트라스트의 상대적 크기에 기반하는, 이미징 방법.

청구항 15

제7항 내지 제9항 중 어느 한 항에 따른 제14항에 있어서,

평균은 가중 평균이고, 마스크된 픽셀은 픽셀과 관련된 신뢰도 점수에 기반한 가중치를 갖는, 이미징 방법.

청구항 16

제15항에 있어서,

결합된 스펙클 콘트라스트 이미지 마스크를 결정하는 단계를 더 포함하고, 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지 마스크의 픽셀은 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지의 픽셀과 연관되고,

결합된 스펙클 콘트라스트 이미지 마스크는 입력 픽셀의 최대 미리 결정된 백분율이 마스크되었는지 여부를 나타내거나, 또는

결합된 스펙클 콘트라스트 이미지 마스크는 신뢰도 점수를 나타내는, 이미징 방법.

청구항 17

제16항에 있어서,

유효하지 않은 픽셀 값을 갖는 것으로 표시된 픽셀은 제거되거나 투명하게 렌더링되거나, 유효하지 않은 픽셀 값을 갖는 것으로 표시된 픽셀에 오류 값이 할당되거나, 유효하지 않은 픽셀 값을 갖는 것으로 표시된 픽셀에 주변 픽셀 값의 보간에 기초하는 값이 할당되는, 이미징 방법.

청구항 18

제1항 내지 제17항 중 어느 한 항에 있어서,

하나 이상의 픽셀 그룹은 복수의 이미지에서 미리 결정된 특징을 나타내고, 미리 결정된 특징은 객체, 바람직하게는 대상 영역의 해부학적 구조와 연관되는, 이미징 방법.

청구항 19

제18항에 있어서,

픽셀 그룹이 해부학적 특징에 해당하는 특징을 나타내는 확률을 높이도록 적용된 필터로 복수의 이미지를 필터링하는 단계를 더 포함하는, 이미징 방법.

청구항 20

제1항 내지 제19항 중 어느 한 항에 있어서,

하나 이상의 픽셀 그룹은 픽셀 좌표를 기반으로 선택되며, 바람직하게는 복수의 이미지 중 제1 이미지의 픽셀 그룹은 복수의 이미지 중 제2 이미지의 픽셀 그룹보다 작은, 이미징 방법.

청구항 21

제1항 내지 제20항 중 어느 한 항에 있어서,

하나 이상의 등록 매개변수를 결정하는 단계는:

유사도 척도에 따라 복수의 연관된 픽셀 그룹을 결정하는 단계 - 각 픽셀 그룹은 복수의 이미지 중 다른 이미지에 속함 - ;

복수의 이미지 중 각각의 이미지에 대한 픽셀 그룹의 위치에 기초하여 복수의 정렬 벡터를 결정하는 단계 - 정렬 벡터는 이미지 센서에 대한 대상 영역의 움직임을 나타냄 - ; 및

복수의 정렬 벡터에 기초하여 등록 매개변수를 결정하는 단계를 포함하는, 이미징 방법.

청구항 22

제1항 내지 제21항 중 어느 한 항에 있어서,

제1 스펙클 이미지, 각 제1 스펙클 콘트라스트 이미지에 있는 각각의 이미지, 및 복수의 이미지의 각각의 이미지를 복수의 영역, 바람직하게는 분리된 영역으로 분할하는 단계를 더 포함하고; 및

등록 매개변수를 결정하는 단계는 각 영역에 대한 등록 매개변수를 결정하는 단계를 포함하고; 및

등록된 제1 스펙클 이미지, 각각 제1 스펙클 콘트라스트 이미지의 시퀀스를 결정하는 단계는 제2 이미지의 해당 영역에 기반한 변환에 기초하여, 제1 스펙클 이미지, 각각 제1 스펙클 콘트라스트 이미지의 각 영역을 등록하는 단계를 포함하는, 이미징 방법.

청구항 23

제1항 내지 제22항 중 어느 한 항에 있어서,

대상 영역은 바람직하게는 체액에 의해 관류되고, 더 바람직하게는 혈액 및/또는 림프액에 의해 관류된, 관류된 장기를 포함하고, 및/또는 하나 이상의 혈관 및/또는 림프관을 포함하고,

상기 방법은 결합된 스펙클 이미지를 기반으로, 관류 강도, 바람직하게는 혈액 관류 강도 또는 림프 관류 강도를 계산하는 단계를 더 포함하는, 이미징 방법.

청구항 24

제1항 내지 제23항 중 어느 한 항에 있어서,

결합된 스펙클 콘트라스트 이미지 또는 그 파생 이미지를 표시하는 단계를 더 포함하는, 이미징 방법.

청구항 25

이미징 장치, 바람직하게는 의료 이미징 장치용 하드웨어 모듈로서,

대상 영역을 제1 파장의 코히어런트 제1 광에 노출시키기 위한 제1 광원 - 상기 대상 영역은 생체 조직을 포함함 - ;

적어도 하나의 이미지 시퀀스를 캡처하기 위한 적어도 하나의 이미지 센서 시스템 - 상기 적어도 하나의 이미지 시퀀스는 제1 스펙클 이미지를 포함하고, 제1 스펙클 이미지는 제1 광으로 노출하는 동안 캡처됨 - ;

컴퓨터 판독 가능 프로그램 코드가 구현되어 있는 컴퓨터 판독 가능 저장 매체, 및

컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 결합되는, 프로세서, 바람직하게는 마이크로프로세서, 더 바람직하게는 그래픽 처리 장치를 포함하여 구성되고,

컴퓨터 판독 가능 프로그램 코드를 실행하는 것에 응답하여, 프로세서는:

제1 스펙클 이미지를 서로 등록하기 위한 이미지 등록 알고리즘의 하나 이상의 등록 매개변수를 결정하고; 및

하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘을 기반으로 제1 스펙클 이미지를 등록하여 등록된 제1 스펙클 이미지를 결정하고, 등록된 제1 스펙클 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하거나; 또는

제1 스펙클 이미지를 기반으로 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘을 기반으로 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록하여 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하도록 구성되는, 하드웨어 모듈.

청구항 26

제25항에 있어서,

제1 광원과 동시에 또는 교대로, 제1 파장과 다른 적어도 제2 파장의 광으로 대상 영역을 조명하기 위한 제2 광원을 더 포함하고,

적어도 하나의 이미지 센서는 제2 이미지 시퀀스를 캡처하도록 구성되고, 제2 이미지는 제2 광으로의 노출 동안 캡처되고; 및

복수의 이미지는 제2 이미지 시퀀스에서 선택되고, 제2 이미지 각각은 제1 스펙클 이미지와 연관되는, 하드웨어 모듈.

청구항 27

제25항 또는 제26항에 있어서,

결합된 스펙클 이미지 및/또는 그 파생물, 바람직하게는 관류 강도 이미지를 표시하기 위한 디스플레이를 더 포함하는, 하드웨어 모듈.

청구항 28

제25항 내지 제27항 중 어느 한 항에 있어서,

프로세서는 제2항 내지 제24항 중 어느 한 항에 청구된 바와 같은 방법 단계 중 어느 하나를 실행하도록 더 구성되는, 하드웨어 모듈.

청구항 29

제25항 내지 제27항 중 어느 한 항에 따른 하드웨어 모듈을 포함하는 의료 이미징 장치로서,

의료 이미징 장치는 바람직하게 내시경, 복강경, 수술 로봇, 핸드헬드 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징 장치, 또는 개방형 수술 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징 시스템 중 하나인, 의료 이미징 장치.

청구항 30

레이저 스펙클 이미징 시스템을 위한 계산 모듈로서,

적어도 프로그램의 일부가 구현된 컴퓨터 판독 가능 저장 매체, 및 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 결합된 프로

세서, 바람직하게는 마이크로프로세서, 더 바람직하게는 그래픽 처리 장치를 포함하고,

컴퓨터 판독 가능 저장 코드를 실행하는 것에 응답하여, 프로세서는 실행 가능한 동작을 수행하도록 구성되며, 상기 실행 가능한 동작은:

적어도 하나의 이미지 시퀀스를 수신하는 동작 - 상기 적어도 하나의 이미지 시퀀스는 제1 스펙클 이미지를 포함하고, 제1 스펙클 이미지는 대상 영역을 제1 파장의 코히어런트 제1 광에 노출시키는 동안 캡처되고, 대상 영역은 생체 조직을 포함함 - ;

제1 스펙클 이미지를 서로 등록하기 위한 이미지 등록 알고리즘의 하나 이상의 등록 매개변수를 결정하는 동작; 및

하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘을 기반으로 제1 스펙클 이미지를 등록하여 등록된 제1 스펙클 이미지를 결정하고, 등록된 제1 스펙클 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 동작; 또는

제1 스펙클 이미지에 기반하여 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘에 기반하여 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록하여 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지에 기반하여 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 동작을 포함하는, 계산 모듈.

청구항 31

제30항에 있어서,

적어도 하나의 이미지 시퀀스는 제2 이미지 시퀀스를 포함하고, 제2 이미지는 제2 광으로 노출하는 동안 캡처되고, 제2 광은 하나 이상의 제2 파장을 갖고, 바람직하게는 제2 광은 제2 파장의 코히어런트 광이거나 제2 광은 가시 스펙트럼의 복수의 제2 파장을 포함하고, 제2 광에 대한 노출은 제1 광에 대한 노출과 번갈아가며 또는 제1 광에 대한 노출과 동시에 이루어지고;

복수의 이미지는 제2 이미지 시퀀스에서 선택되고, 제2 이미지 각각은 제1 스펙클 이미지와 연관되는, 계산 모듈.

청구항 32

제30항 또는 제31항에 있어서,

실행 가능한 동작은 제2항 내지 제24항 중 어느 한 항에 따른 방법 단계 중 어느 하나를 더 포함하는, 계산 모듈.

청구항 33

적어도 하나의 소프트웨어 코드 부분 또는 적어도 하나의 소프트웨어 코드 부분을 저장하는 컴퓨터 프로그램 제품을 포함하는 컴퓨터 프로그램 또는 컴퓨터 프로그램 모음으로서,

소프트웨어 코드 부분이 컴퓨터 시스템에서 실행될 때 제1항 내지 제24항 중 어느 하나에 따른 방법 단계를 실행하도록 구성되는, 컴퓨터 프로그램.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징에 관한 것으로, 특히, 전적으로는 아니지만 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징을 위한 방법 및 시스템, 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징 시스템 및 방법에서 움직임 보상을 위한 모듈, 및 컴퓨터 시스템이 이러한 방법을 수행할 수 있도록 하는 컴퓨터 프로그램 제품에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징(LSCI)은 살아있는 생물학적 조직의 2차원(2D) 관류 맵을 결정하기 위한 빠른

전체 시야의 생체 내 이미징 방법을 제공한다. 관류는 조직 생존력의 지표가 될 수 있으므로 진단 및 수술에 귀중한 정보를 제공할 수 있다. 예를 들어, 장 수술 중에, 고관류 개입 부위를 선택하면 문합부 누출을 줄일 수 있다.

[0003] LSCI는 코히런트 레이저 광으로 조명된 조직의 후방 산란광이 광 경로 길이의 차이로 인해 검출기에서 무작위 간섭 패턴을 형성한다는 원리에 기반한다. 결과적인 간섭 패턴을 스펙클 패턴이라고 하고, 디지털 카메라를 사용하여 실시간으로 이미징될 수 있다. 조직 내부의 입자 이동으로 인해 이 스펙클 패턴에 변동이 발생하고 그 결과 관류가 발생하는 이미지 부분의 스펙클이 흐릿해진다.

[0004] 예를 들어, 이러한 흐릿함은 변동이 적혈구의 이동으로 인해 발생하는 경우 혈류와 관련이 있을 수 있다. 이런 방식으로 혈액 관류는 비교적 간단한 방식으로 살아있는 조직에서 이미징될 수 있다. LSCI의 최첨단 임상 관류 이미징 방식의 예는 W. Heeman 등의 리뷰 논문, '레이저 스펙클 콘트라스트 이미징의 임상 응용: 고찰', J. Biomed. Opt. 24:8(2019)에 설명되어 있다. 림프 관류와 같은 다른 체액에 의한 관류도 비슷한 방식으로 이미징될 수 있다.

[0005] 그러나 LSCI는 모든 유형의 움직임에 극도로 민감하다. 흐릿함은 혈류의 움직임뿐만 아니라 호흡, 심장 박동, 근육 수축 또는 카메라, 특히 핸드헬드 카메라의 움직임으로 인한 조직의 움직임과 같은 다른 유형의 움직임에 의해서도 발생할 수 있다.

[0006] 진단 및 수술과 같은 많은 의료 응용 분야에서, LSCI 시스템은 움직임 아티팩트가 상당히 감소된 정확하고 고해상도의 혈류 이미지, 특히 미세 순환 이미지를 실시간으로 생성할 수 있는 것이 바람직하다. 따라서 원시 스펙클 이미지를 처리하는 동안, 정확하고 고해상도의 관류 이미지를 획득할 수 있도록 움직임 아티팩트를 최소화하기 위한 조치가 필요하다. 이를 통해 잘 관류된 영역과 잘 관류되지 않은 영역의 식별을 향상하고, 이에 의해 진단 및 치료 결과를 높일 수 있다.

[0007] 스펙클 이미지에서 움직임 아티팩트를 줄이기 위한 다양한 방식이 기존 기술에 공지되어 있다. 예를 들어, W02020/045015 A1은 이미징 대상의 근적외선 스펙클 이미지와 백색광 이미지를 캡처할 수 있는 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징 시스템을 공개한다. 간단한 움직임 감지 방식은 두 개의 후속 이미지 사이에서 이미지 대상의 움직임 양을 나타내는 전역 동작 벡터를 결정하기 위해 이미지 대상에 참조 마커의 사용, 가시광선 이미지에서 특징점의 추적, 또는 스펙클 이미지에서 스펙클 모양의 변경을 포함한다. 스펙클 콘트라스트 이미지는 스펙클 이미지를 기반으로 생성될 수 있으며 움직임 벡터를 기반으로 움직임 양에 대해 보정될 수 있다.

[0008] 예를 들어 삼각대 지지 시스템에 비해, 핸드헬드 LSCI 시스템에서는 움직임이 더욱 두드러질 것이다. 예를 들어, Lertsakdadet 등은 Journal of biomedical optics 23(2), 2018년 3월의 논문 '핸드헬드 레이저 스펙클 이미지에서 움직임 아티팩트 보정'에서 조직에 부착된 기준 마커를 사용하여 레이저 스펙클 이미징을 위한 움직임 보정 방식을 설명했다. 마커의 사용이 많은 응용에서 가능하지 않다.

[0009] 마찬가지로, P. Miao 등은 논문 "등록된 레이저 스펙클 콘트라스트 분석을 통한 고해상도 뇌 혈류 이미징", 논문생물의학 공학에 대한 IEEE 트랜잭션 57(5):1152-1157에서 합성 필터링과 상관 및 보간 방식을 기반으로 원시 스펙클 이미지를 등록하여 고해상도 LSCI 이미지를 생성하는 방법을 설명했다. 등록된 이미지는 시간적 레이저 스펙클 콘트라스트 분석을 사용하여 회고적으로 분석된다. 그러나 원시 스펙클 이미지의 이러한 등록에는 많은 계산 자원이 필요하므로 정확한 실시간 이미징 애플리케이션에 적합하지 않다.

[0010] 따라서 상기로부터 본 기술 분야에서는 개선된 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징 방식에 대한 필요성이 있다. 특히, 이 기술 분야에서는 움직임 아티팩트가 실질적으로 제거되거나 적어도 감소되는, 실시간으로, 견고하고 마커가 없는 고해상도 관류 이미징, 특히 미세 순환 이미징을 실현할 수 있게 하는 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징을 위한 개선된 방법 및 시스템에 대한 필요성이 대두되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0011] 당업자라면 이해할 수 있는 바와 같이, 본 발명의 양태는 시스템, 방법 또는 컴퓨터 프로그램 제품으로서 구현될 수 있다. 따라서, 본 발명의 양태로 하드웨어 실시예, 완전한 소프트웨어 실시예(펌웨어, 상주 소프트웨어, 마이크로 코드 등 포함), 또는 본 명세서에서 모두 일반적으로 "회로", "모듈" 또는 "시스템"으로 지칭될 수 있는 소프트웨어 및 하드웨어 양태를 결합한 실시예의 형태를 취할 수 있다. 본 명세서에서 설명하는 기능들은 컴

퓨터의 마이크로프로세서에 의해 실행되는 알고리즘으로 구현될 수 있다. 뿐만 아니라, 본 발명의 양태는 컴퓨터 판독 가능 프로그램 코드가 구현된, 예를 들어 저장되어 있는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 매체(들)에 구현된 컴퓨터 프로그램 제품의 형태를 취할 수 있다.

[0012] 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 매체(들)의 임의의 조합이 이용될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 컴퓨터 판독 가능 신호 매체 또는 컴퓨터 판독 가능 저장 매체일 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 저장 매체는 예를 들어 전자, 자기, 광학, 전자기, 적외선 또는 반도체 시스템, 장치 또는 장치 또는 이들의 임의의 적절한 조합일 수 있지만 이에 제한되지 않는다. 컴퓨터 판독 가능 저장 매체의 보다 구체적인 예(일부 목록)는 다음을 포함한다: 하나 이상의 전선, 휴대용 컴퓨터 디스켓, 하드 디스크, 랜덤 액세스 메모리(RAM), 리드온리 메모리(ROM), 소거 가능 프로그래밍 가능한 읽기 전용 메모리(EPROM 또는 플래시 메모리), 광섬유, 휴대용 콤팩트 디스크 리드 온 리 메모리(CD-ROM), 광학 저장 장치, 자기 저장 장치 또는 이들의 적절한 조합. 이 문서의 맥락에서, 컴퓨터 판독 가능 저장 매체는 명령 실행 시스템, 장치 또는 디바이스에 의해 또는 이와 관련하여 사용하기 위한 프로그램을 포함하거나 저장할 수 있는 유형의 매체일 수 있다.

[0013] 컴퓨터 판독 가능 신호 매체는 예를 들어 기저대역에서 또는 반송파의 일부로서 내부에 컴퓨터 판독 가능 프로그램 코드가 구현된 전파 데이터 신호를 포함할 수 있다. 이러한 전파 신호는 전자기, 광학 또는 이들의 임의의 적절한 조합을 포함하지만 이에 제한되지 않는 다양한 형태 중 임의의 것을 취할 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 신호 매체는 컴퓨터 판독 가능 저장 매체가 아니며 명령 실행 시스템, 장치 또는 디바이스에 의해 또는 이와 관련하여 사용하기 위한 프로그램을 통신, 전파 또는 전송할 수 있는 임의의 컴퓨터 판독 가능 매체일 수 있다.

[0014] 컴퓨터 판독 가능 매체에 구현된 프로그램 코드는 국한하지는 않지만, 무선, 유선, 광섬유, 케이블, RF 등 또는 이들의 적절한 조합을 포함하여, 임의의 적절한 매체를 사용하여 전송될 수 있다. 본 발명의 양태에 대한 동작을 수행하기 위한 컴퓨터 프로그램 코드는 Java™, 스칼라, C++, 파이썬 등과 같은 객체 지향 프로그래밍 언어 및 "C" 프로그래밍 언어 또는 유사한 프로그래밍 언어와 같은 종래의 절차적 프로그래밍 언어를 포함하여, 하나 이상의 프로그래밍 언어의 임의의 조합으로 작성될 수 있다. 프로그램 코드는 전적으로 사용자 컴퓨터에서, 부분적으로 사용자의 컴퓨터에서 독립 실행형 소프트웨어 패키지로서, 부분적으로는 사용자의 컴퓨터에, 부분적으로는 원격 컴퓨터에, 또는 전적으로 원격 컴퓨터, 서버, 또는 가상화된 서버에서 실행될 수 있다. 후자의 시나리오에서, 원격 컴퓨터는 지역 통신망(LAN) 또는 광역 통신망(WAN)을 포함하는 모든 유형의 네트워크를 통해 사용자의 컴퓨터에 연결되거나 외부 컴퓨터에 (예를 들어, 인터넷 서비스 공급자를 사용하여 인터넷을 통해) 연결될 수 있다.

[0015] 본 발명의 양태는 본 발명의 실시예에 따른 방법, 장치(시스템) 및 컴퓨터 프로그램 제품의 흐름도 예시 및/또는 블록도를 참조하여 이하에서 설명된다. 순서도 예시 및/또는 블록도의 각 블록, 및 순서도 예시 및/또는 블록도의 블록 조합은 컴퓨터 프로그램 명령에 의해 구현될 수 있다는 것이 이해될 것이다. 이러한 컴퓨터 프로그램 명령은 기계를 생산하기 위해 범용 컴퓨터, 특수 목적 컴퓨터 또는 기타 프로그래밍 가능한 데이터 처리 장치의 프로세서, 특히 마이크로프로세서 또는 중앙 처리 장치(CPU)에 제공될 수 있으므로, 컴퓨터의 프로세서, 다른 프로그래밍 가능한 데이터 처리 장치 또는 기타 장치를 통해 실행되는 명령어가 흐름도 및/또는 블록도 블록 또는 블록들에서 지정된 기능/행위를 구현하기 위한 수단을 생성하도록 한다.

[0016] 이러한 컴퓨터 프로그램 명령은 또한 컴퓨터, 기타 프로그래밍 가능한 데이터 처리 장치 또는 기타 장치가 특정 방식으로 기능하도록 지시할 수 있는 컴퓨터 판독 가능 매체에 저장될 수 있으므로, 컴퓨터 판독 가능 매체에 저장된 명령이 순서도 및/또는 블록도 블록 또는 블록들에서 지정된 기능/행위를 구현하는 명령어를 포함하는 제조 물품을 생성하도록 한다.

[0017] 컴퓨터 프로그램 명령어는 또한 컴퓨터, 다른 프로그램 가능한 데이터 처리 장치, 또는 컴퓨터 구현 프로세스를 생성하기 위해 컴퓨터, 다른 프로그램 가능한 장치 또는 다른 장치에서 일련의 작동 단계가 수행되도록 하는 다른 장치에 로드될 수 있으므로, 컴퓨터 또는 기타 프로그래밍 가능한 장치에서 실행되는 명령이 흐름도 및/또는 블록도 블록 또는 블록들에 지정된 기능/행위를 구현하기 위한 프로세스를 제공한다.

[0018] 도면의 흐름도 및 블록도는 본 발명의 다양한 실시예에 따른 시스템, 방법 및 컴퓨터 프로그램 제품의 가능한 구현의 아키텍처, 기능 및 동작을 예시한다. 이와 관련하여, 흐름도 또는 블록도의 각 블록은 지정된 논리 기능(들)을 구현하기 위한 하나 이상의 실행 가능한 명령을 포함하는 모듈, 세그먼트 또는 코드 부분을 나타낼 수 있다. 일부 대안적인 실시예에서, 블록에 언급된 기능은 도면에 언급된 순서와 다르게 발생할 수 있음에 유의해야 한다. 예를 들어, 연속으로 표시된 두 개의 블록은 실제로 실질적으로 동시에 실행될 수 있거나, 블록은 관련된 기능에 따라 때로는 역순으로 실행될 수 있다. 또한, 블록 다이어그램 및/또는 순서도 도시의 각 블록 및 블록

다이어그램 및/또는 순서도 도시의 블록의 조합은 지정된 기능이나 동작을 수행하는 특수 목적 하드웨어 기반 시스템 또는 특수 목적 하드웨어와 컴퓨터 명령의 조합으로 구현할 수 있다.

과제의 해결 수단

- [0019] 본 발명의 실시예의 목적은 기존 기술에 알려진 단점 중 적어도 하나를 줄이거나 제거하는 것이다.
- [0020] 제1 양태에서, 실시예는 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징 방법과 관련될 수 있다. 상기 방법은 대상 영역을 제1 광장의 코히어런트 제1 광에 노출시키는 단계 - 상기 대상 영역은 생체 조직을 포함함 -, 및 적어도 하나의 이미지 시퀀스를 캡처하는 단계를 포함한다. 적어도 하나의 이미지 시퀀스는 제1 스펙클 이미지를 포함하고, 제1 스펙클 이미지는 제1 광으로 노출되는 동안 캡처된다. 상기 방법은 제1 스펙클 이미지를 서로 등록하기 위한 이미지 등록 알고리즘의 하나 이상의 등록 매개변수를 결정하는 단계를 더 포함한다. 상기 방법은 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘을 기반으로 제1 스펙클 이미지를 등록하여 등록된 제1 스펙클 이미지를 결정하고, 등록된 제1 스펙클 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계; 또는 제1 스펙클 이미지에 기초하여 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘에 기초하여 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록하여 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지에 기초하여 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 더 포함한다.
- [0021] 따라서 마커를 사용하지 않고도 스펙클 이미지 또는 스펙클 콘트라스트 이미지의 시퀀스가 등록되거나 정렬될 수 있다. 그런 다음 등록된 이미지를 결합하여 높은 해상도와 정확도를 갖는 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지로 만들 수 있다. 결합된 이미지는 복수의 스펙클 이미지의 정보, 예를 들어 픽셀별 평균, 바람직하게는 가중 평균을 포함할 수 있거나, 결합된 이미지는 예를 들어 이미지의 움직이는 창에서 가장 신뢰할 수 있는 단일 이미지, 예를 들어 이미지 시퀀스에서 후속 이미지에 비해 (즉, 적절한 메트릭을 사용하여 동일성 변환에 가장 가까운) 가장 작은 변환을 갖는 이미지일 수 있다.
- [0022] 이런 방식으로, 이미지는 움직임으로 인한 노이즈에 덜 민감하다. 움직임은 예를 들어 카메라의 움직임, 특히 핸드헬드 시스템에서 또는 근육 수축으로 인한 환자의 움직임으로 인해 발생할 수 있다. 따라서, 본 발명의 실시예는 예를 들어, 이미징을 위해 전체 표면을 따른 카메라의 움직임을 필요로 하는 대장관의 관류 영상 촬영, 또는 환자가 통증으로 인해 움직이지 못할 수 있는 피부 화상의 관류 영상 촬영을 포함하는, 광범위한 응용 분야에서 스펙클 콘트라스트 이미징을 가능하게 하거나 개선할 수 있다.
- [0023] 이 방법의 장점은 일반적으로 사용 가능한 하드웨어를 사용하여 이 방법이 (본질적으로) 실시간으로 실행될 수 있다는 것이다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 프레임 수(예를 들어, 20개 프레임 또는 충분한 품질의 20개 프레임), 고정된 시간(예를 들어, 1초) 또는 생리적 특성(예를 들어, 1~2회 심장 박동 또는 1~2회 호흡 시간)에 기반하여 약간의 지연이 있을 수 있다. 이러한 지연은 일반적으로 임상적 사용에 해롭지는 않다. 생리적 특성은 생리적 현상에 대한 지식에 기반한 사전 결정된 상수에 대한, 스펙클 이미지, 스펙클 콘트라스트 이미지 및/또는 복수의 이미지 중 이미지에 대한 이미지 분석에 기반할 수 있거나, 외부 입력(예를 들어, 심박수 모니터)에 기반할 수 있다.
- [0024] 이 방법의 또 다른 장점은 이 방법이 시야에 기준 마커를 배치할 필요가 없다는 것이다. 이는 특히 예를 들어 내부 장기, 화상을 입은 조직 또는 뇌 조직을 이미징할 때, 기준 마커를 배치하는 것이 바람직하지 않은 영역의 경우, 또는 다수의 기준 마커 또는 마커의 반복적인 교체를 필요로 하는 상대적으로 큰 이미지 대상의 경우에 특히 유용하다.
- [0025] 이 방법은 카메라에 대한 대상 영역의 움직임을 보정 및/또는 보상하기 때문에 보다 신뢰할 수 있는 관류 이미지를 생성할 수 있다. 일부 경우에, 예를 들어 움직임이 불규칙한 대상이 이미징될 때, 그렇지 않으면 작업자가 이미지를 획득하기 위해 움직임이 거의 없는 기간을 기다려야 하는 경우, 신뢰할 수 있는 이미지를 더 빠르고 쉽게 획득할 수 있다. 예를 들어, 움직임 보상은 감지된 명백한 움직임을 기반으로 하나 이상의 이미지를 변환하는 단계를 포함할 수 있다. 움직임 보상은 복수의 이미지를 결합하여 신호 대 잡음비를 증가시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0026] 제1 스펙클 이미지 또는 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록함으로써, 제1 스펙클 이미지 시퀀스에서 복수의 제1 스펙클 이미지를 사용하여 제1 스펙클 콘트라스트 이미지와 개별적으로 비교했을 때, 콘트라스트 및/또는 공간 해상도가 증가한 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정할 수 있다. 결합할 등록된 스펙클 이미지의 수

는 임상적 요구 사항 및/또는 제1 스펙클 이미지의 품질 매개변수에 따라 달라질 수 있다.

- [0027] 스펙클 콘트라스트 이미지는 등록되지 않은, 따라서 변환되지 않은 스펙클 이미지를 기반으로 계산될 수 있다. 그런 다음 스펙클 콘트라스트 이미지가 변환된 다음에 결합될 수 있다. 변환은 스펙클 패턴 또는 그 일부를 왜곡할 수 있다. 예를 들어 스펙클은 특히 단순한 이동이나 회전보다 더 일반적인 변환의 경우에, 확대, 축소 또는 변형될 수 있다. 따라서 변환되지 않은 스펙클 이미지를 기반으로 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산하면 스펙클 콘트라스트 이미지로의 변환으로 인해 노이즈가 발생하는 것을 방지할 수 있다.
- [0028] 또는, 스펙클 이미지가 먼저 등록되어 변환되고, 후속하여 스펙클 콘트라스트 이미지가 계산될 수 있다. 이런 방식으로 두 개 이상의 등록된 스펙클 이미지를 기반으로 시간적 또는 시공간적 스펙클 콘트라스트를 계산할 수 있다. 시간적 또는 시공간적 스펙클 콘트라스트를 사용하면 더 높은 공간 해상도로 이어질 수 있다. 이 실시예에서 이미지는 바람직하게는 하위 픽셀 정확도로 등록된다.
- [0029] 이 실시예의 또 다른 장점은 단일 이미지 시퀀스만 필요하다는 것이다. 동일한 이미지 시퀀스를 이미지 등록(등록 매개변수 결정)에 사용하고, 평균 가중치를 결정하고, 결합된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지 또는 관류 이미지를 결정하는 데 사용할 수 있다. 그러나 다른 실시예에서, 제2 이미지 시퀀스를 사용하여 이미지 등록을 위한 등록 매개변수를 결정하고 평균 가중치를 결정할 수 있다.
- [0030] 일 실시예에서, 하나 이상의 등록 매개변수의 결정은 복수의 이미지에 기반하며, 바람직하게는 복수의 이미지 내의 이미지는 제1 스펙클 이미지 및/또는 제1 스펙클 이미지와 연관된 이미지 및/또는 제1 스펙클 이미지에서 파생된 이미지 또는 제1 스펙클 이미지와 연관된 이미지에서 선택된다.
- [0031] 복수의 이미지 내의 이미지는 예를 들어, 이미지 처리를 사용하여 각각의 제1 스펙클 이미지에서 얻거나 파생된 이미지일 수 있다. 예를 들어, 제1 스펙클 이미지에서 파생된 이미지는 제1 스펙클 이미지의 텍스처, 제1 스펙클 이미지의 정규화된 버전, 필터링된(예를 들어, 흐릿하거나 선명하게 된) 제1 스펙클 이미지 또는 제1 스펙클 이미지에서 파생된 다른 적합한 이미지를 나타낼 수 있다. 아래에 설명된 다른 실시예에서, 별도의 이미지가 캡처되어 제1 스펙클 이미지와 연관된다. 복수의 이미지의 이미지는 또한 제1 스펙클 이미지와 연관된 이미지에서 파생된 이미지일 수 있다. 또 다른 예로, 복수의 이미지의 이미지는 제1 스펙클 이미지를 변환하여 얻은 이미지, 제1 스펙클 이미지에서 파생된 이미지, 제1 스펙클 이미지와 연관된 이미지 및/또는 제1 스펙클 이미지와 연관된 이미지에서 파생된 이미지일 수 있다.
- [0032] 일 실시예에서, 등록 매개변수는 적어도 하나의 이미지 시퀀스의 복수의 이미지 각각에서 하나 이상의 픽셀 그룹의 픽셀 값의 유사성 척도에 기반하며, 복수의 이미지 내의 이미지는 제1 스펙클 이미지 및/또는 제1 스펙클 이미지와 연관된 이미지에서 선택된다.
- [0033] 하나 이상의 픽셀 그룹은 전체 이미지를 덮거나 일부만 덮을 수 있다. 다른 이미지의 픽셀 그룹은 동일하거나 다른 크기를 가질 수 있다. 예를 들어, 픽셀 그룹이 특징에 해당하는 경우, 동일하거나 유사한 특징에 해당하는 그룹은 일반적으로 동일하거나 유사한 크기를 갖는다. 픽셀 그룹이 이미지의 위치에 해당하는 다른 예에서, 다른 이미지에서 동일하거나 유사한 위치에 해당하는 픽셀 그룹은 크기가 다를 수 있다. 일반적으로 크기가 다른 하나 이상의 위치 기반 픽셀 그룹을 매칭하는 것을 템플릿 매칭이라고도 한다.
- [0034] 픽셀 그룹을 사용하는 장점은 특히 그룹이 이미지 크기에 비해 비교적 작은 경우에 픽셀 그룹이 일반적으로 전체 이미지보다 더 안정적으로 매칭될 수 있다는 것이다. 또한, 두 이미지가 비균질 변환에 의해 연관되어 있는 경우, 하나 이상의 픽셀 그룹을 사용하면 이미지 등록의 신뢰성을 개선할 수 있으며, 여기서 이미지 그룹의 변환은 이미지의 로컬 변환에 해당할 수 있다.
- [0035] 일 실시예에서, 상기 방법은 또한 제1 스펙클 이미지 및/또는 제1 스펙클 이미지와 연관된 이미지를 변환하여 변환된 이미지를 결정하는 단계를 포함한다. 변환은 푸리에 변환, 멜린 변환, 라플라스 변환, 라돈 변환과 같은 주파수 영역으로의 변환, 대수-극좌표 변환과 같은 좌표 변환 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 이러한 실시예에서, 등록 매개변수는 변환된 이미지의 비교를 기반으로 할 수 있다.
- [0036] 일반적으로, 등록 매개변수는 특징 기반, 강도 기반 및/또는 주파수 기반 방법을 사용하여 결정할 수 있다. 특징 기반 방법을 사용하는 장점은 실제 세계 특징과 관련이 있으므로, 이미지 아티팩트에 덜 민감하다는 것이다. 또한, 등록 매개변수를 결정하는 데 고품질 데이터만 사용하도록 특징을 선택하여, 정확도 및/또는 견고성을 높일 수 있다. 또한, 특징 기반 방법은 특히 이미지 크기에 비해 변경 사항이 비교적 작은 경우에, 일반적으로 이미지의 이동 및 회전과 크기 조정을 모두 단일로 처리할 수 있다. 원칙적으로, 특징 기반 방법은 강도 또는 주파수 기반 방법과 함께 사용하여 특징을 결정할 수 있다. 강도 기반 방법의 장점은 일반적으로 구현하기 간단하

고 실행 비용이 계산적으로 저렴하다는 것이다. 주파수 기반 방법의 장점은 전체 이미지의 정보가 사용되어 상기 방법이 로컬 교란 및 이미지 아티팩트에 덜 민감하다는 것이다.

- [0037] 일 실시예에서, 변환은 주파수 영역으로의 변환, 바람직하게는 푸리에 변환이다. 이러한 실시예에서, 변환된 이미지의 비교는 변환된 이미지의 교차 상관 관계를 결정하는 단계, 바람직하게는 역 푸리에 변환을 사용하여 공간 영역으로의 교차 상관 관계의 변환을 결정하는 단계, 및 공간 영역에서 교차 상관 관계의 피크를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 결정된 피크의 위치는 두 이미지 간의 이동에 해당한다.
- [0038] 일 실시예에서, 변환은 대수-극좌표 변환이고; 여기서 변환된 이미지의 비교는 서로에 대해 변환된 이미지의 이동을 결정하는 단계를 포함하고, 등록 매개변수를 결정하는 단계는 결정된 이동에 기반하여 회전 및/또는 크기 조정을 결정하는 단계를 포함한다. 대수-극좌표 변환을 사용하는 장점은 변환된 이미지의 수평 이동이 변환되지 않은 이미지의 회전에 해당하고, 변환된 이미지의 수직 이동이 변환되지 않은 이미지의 크기 조정에 해당한다는 것이다. 따라서 회전 및 크기 조정은 특히 전역 크기 조정 및 회전에서 비교적 간단한 방식으로 결정될 수 있다. 대수-극좌표 변환은 일반적으로 다른 방법과 함께 적용되어 이미지의 이동을 결정한다.
- [0039] 푸리에 변환과 대수-극좌표 변환의 조합은 때때로 푸리에-멜린 변환이라고 한다.
- [0040] 결정된 등록 매개변수는 예를 들어 이동 벡터, 회전 각도 및 스케일 인수를 포함할 수 있다. 이러한 등록 매개변수를 기반으로, 제1 스펙클 이미지는 서로 정렬(변환)될 수 있다. 이러한 등록 매개변수는 제1 스펙클 이미지 또는 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 결합할 수 있는 가중 평균에 대한 가중치를 결정하는 데에도 사용할 수 있다. 일반적으로, 이미지 등록 자체를 위해서나 가중치 결정을 위해서도 여러 이미지 영역에 대한 정렬 벡터를 명시적으로 결정할 필요는 없다.
- [0041] 예를 들어 템플릿 매칭이나 주파수 기반 방법에서 일반적으로 그렇듯이 등록 매개변수를 결정하는 데 큰 이미지 영역을 사용하는 장점은 여러 개의 작은 영역을 사용하는 방법에 비해 노이즈를 억제할 수 있다는 것이다. 이는 변환되지 않은 공간 영역에서 회전 및 크기 조정을 정확하게 결정하기 어려울 수 있기 때문에, 특히 회전 및 크기 조정과 같은 등록 매개변수와 관련이 있다.
- [0042] 일 실시예에서, 상기 방법은 또한 제1 스펙클 이미지에 대한 복수의 마스크를 결정하는 단계를 포함한다. 복수의 마스크 각각은 각각의 제1 스펙클 이미지와 연관된다. 복수의 마스크 각각은 연관된 제1 스펙클 이미지의 하나 이상의 픽셀과 신뢰도 점수를 연관시킬 수 있다. 이러한 실시예에서, 결합된 스펙클 콘트라스트의 결정은 복수의 마스크를 직접 또는 간접적으로 기반으로 할 수 있다.
- [0043] 신뢰도 점수는 이진값일 수 있다. 대안적으로, 신뢰도 점수는 두 개 이상의 잠재적 값, 예를 들어, 255(바이트 값) 또는 부동 소수점 값(일반적으로 0과 1 사이에서 선택됨)을 가질 수 있다. 다른 이미지 유형(예를 들어, 스펙클 이미지, 스펙클 콘트라스트 이미지 및 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지)은 다른 마스크 유형, 예를 들어, 스펙클 이미지의 경우 이진 마스크, 스펙클 콘트라스트 이미지의 경우 바이트 값 마스크를 사용할 수 있다. 마스크는 전체 이미지에 대해 결정될 수도 있고 이미지에서 관심 영역 하나 이상에 대해서만 결정될 수도 있다. 예를 들어, 스펙클 콘트라스트 값은 스펙클 콘트라스트를 결정하는 데 사용된 신뢰할 수 없는 입력 픽셀 값의 수에 따라 신뢰도 점수를 가질 수 있다. 신뢰도 점수는 등록 매개변수에 따라(예를 들어, 광학 흐름을 사용하여 결정된 움직임 양에 따라) 결정될 수도 있다. 등록 매개변수가 (전체 이미지에 대해) 전역적으로, (이미지 패치 또는 픽셀 그룹에 대해) 지역적으로, 또는 (개별 픽셀에 대해) 국소적으로 결정되는지에 따라, 신뢰도 점수는 마찬가지로 전역적으로, 지역적으로 또는 국소적으로 결정될 수 있다. 다양한 소스의 신뢰도 점수를 단일 신뢰도 점수로 결합할 수 있다.
- [0044] 원칙적으로, 마스크는 이미지 등록 (및 해당 변환을 적용) 전 또는 후에, 및 스펙클 콘트라스트를 계산하기 전 또는 후에 적용될 수 있다. 마스크에 인코딩된 정보는 계산 중에 여러 번 사용될 수도 있으며, 계산 중에 변경될 수 있다.
- [0045] 일 실시예에서, 상기 방법은 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘을 기반으로 복수의 마스크를 등록하여 복수의 등록된 마스크를 결정하는 단계를 추가로 포함한다. 이러한 실시예에서, 결합된 스펙클 콘트라스트의 결정은 복수의 등록된 마스크를 기반으로 할 수 있다.
- [0046] 일 실시예에서, 복수의 마스크 중 적어도 하나는 해당 스펙클 이미지에서 식별된 아티팩트, 바람직하게는 거울 반사 아티팩트를 기반으로 한다. 아티팩트는 여러 소스로 인해 발생할 수 있다. 예를 들어, 거울 반사 아티팩트가 발생할 수 있고(특히 내시경/복강경 설정에서), 이 경우 픽셀 또는 픽셀 그룹이 완전히 포화되므로, 콘트라스트가 계산될 수 없다. 아티팩트는 예를 들어, 카메라의 픽셀 요소에 결함이 있거나, 렌즈에 얼룩이 있어 광이

모이는 등으로 인해 발생할 수도 있다.

- [0047] 아티팩트는 편차 입력 픽셀 값 및/또는 편차 스펙클 콘트라스트 값을 식별하여 식별할 수 있다. 예를 들어, 미리 정해진 절대 또는 상대적 상위 임계값을 초과하는 픽셀 값 또는 미리 정해진 절대 또는 상대적 하위 임계값을 초과하는 값은 편차 픽셀 값으로 표시될 수 있다. 추가적으로 또는 대안적으로, 각각의 절대 또는 상대적 하위 또는 상위 임계값 아래 또는 위의 픽셀 콘트라스트 값을 식별할 수 있다. 상대적 임계값은 예를 들어 픽셀의 환경 분석, 예를 들어 평균 또는 중간값 또는 기타 통계적 표현을 기반으로 할 수 있다.
- [0048] 일 실시예에서, 복수의 마스크 중 적어도 하나는 생체 조직을 나타내지 않는 것으로 식별된 픽셀을 기반으로 한다. 예를 들어, 이미지는 수술 도구(특히 개방 수술 설정), 클램프, 봉합사, 거즈 등을 나타내는 픽셀을 포함할 수 있다. 이러한 픽셀에 대한 스펙클 콘트라스트 값 또는 관류 값을 계산하지 않거나 적어도 이러한 픽셀에 대한 스펙클 콘트라스트 또는 관류 값을 표시하지 않는 것이 바람직할 수 있다.
- [0049] 이러한 실시예에서, 생체 조직을 나타내지 않는 픽셀을 식별하는 단계는 이미지 인식 알고리즘을 기반으로 할 수 있다. 이러한 이미지 인식 알고리즘은 해당 기술 분야에 알려져 있다. 이미지 인식 알고리즘은 스펙클 이미지 및/또는 스펙클 콘트라스트 이미지를 입력으로 사용할 수 있다. 적어도 하나의 이미지 시퀀스가 스펙클 이미지 이외의 다른 이미지(예를 들어, 백색광 이미지)도 포함하는 실시예에서, 생체 조직을 나타내지 않는 픽셀은 추가적으로 또는 대안적으로 다른 이미지에서 식별될 수 있다. 생체 조직을 나타내지 않는 식별된 픽셀은 예를 들어 생체 조직을 나타내지 않는 픽셀에 대해 결정된 관류 값의 역수를 결정하고 해당 역수를 사용하여 운동 보정 값을 결정함으로써, 생체 조직에서 관류 계산을 개선하고 및/또는 전체적인 겔보기 운동을 결정하는 데 사용될 수 있다.
- [0050] 실시예에서, 상기 방법은 또한 대상 영역을 하나 이상의 제2 파장의 제2 광, 바람직하게는 제2 파장의 코히어런트 광 또는 가시광선 스펙트럼의 복수의 제2 파장을 포함하는 광에 노출시키는 단계를 포함하며, 여기서 제2 광에 대한 노출은 제1 광에 대한 노출과 번갈아 가며 이루어지거나 제1 광에 대한 노출과 동시에 이루어진다. 이 실시예에서, 적어도 하나의 이미지 시퀀스는 제2 이미지 시퀀스를 포함하고, 제2 이미지는 제2 광에 노출되는 동안 캡처되고, 복수의 이미지는 제2 이미지 시퀀스에서 선택되고, 제2 이미지 각각 또는 그 파생물은 제1 스펙클 이미지와 연관된다.
- [0051] 원시 제2 이미지 대신에, 제2 이미지에서 파생된 이미지는 제1 스펙클 이미지, 예를 들어, 텍스처 이미지, 정규화된 이미지 또는 그렇지 않으면 사전 처리된 이미지와 연관될 수 있다,
- [0052] 따라서, 일 실시예에서, 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징 방법은 타겟 영역을 교대로 또는 동시에 제1 파장의 코히어런트 제1 광과 하나 이상의 제2 파장의 제2 광, 바람직하게는 제2 파장의 코히어런트 광 또는 가시 스펙트럼의 복수의 제2 파장을 포함하는 광에 노출시키는 단계를 포함하며, 타겟 영역은 바람직하게는 생체 조직을 포함한다. 상기 방법은 또한 제1 광으로 노출하는 동안 제1 스펙클 이미지 시퀀스와 제2 광으로 노출하는 동안 제2 이미지 시퀀스를 캡처하는 단계를 포함할 수 있으며, 제1 스펙클 이미지 시퀀스의 스펙클 이미지는 제2 이미지 시퀀스의 이미지와 연관된다. 제1 스펙클 이미지 시퀀스의 적어도 일부를 등록하기 위한 등록 알고리즘의 하나 이상의 등록 매개변수는 제1 스펙클 이미지와 연관된 제2 이미지 시퀀스의 적어도 일부에서 픽셀 그룹의 픽셀 값의 유사성 척도에 기반하여 결정될 수 있다. 상기 방법은 또한 하나 이상의 등록 매개변수와 등록 알고리즘을 기반으로 제1 스펙클 이미지 시퀀스의 적어도 일부를 등록하여 등록된 제1 스펙클 이미지를 결정하는 단계, 및 등록된 제1 스펙클 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 대안적으로, 상기 방법은 하나 이상의 등록 매개변수와 등록 알고리즘을 기반으로 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계, 하나 이상의 등록 매개변수와 등록 알고리즘을 기반으로 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록하여 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계, 및 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0053] 상술된 제1 실시예에서, 제1 광과 제2 광은 동일한 파장을 가진 동일한 광이고, 제1 스펙클 이미지의 시퀀스와 제2 이미지의 시퀀스는 동일한 이미지 시퀀스이다. 그러나 바람직한 실시예에서, 하나 이상의 제2 파장 중 적어도 하나는 제1 파장과 다르고, 결과적으로 제2 이미지는 제1 스펙클 이미지와 다르다. 제1 스펙클 이미지와 연관된 제2 이미지는 단일 이미지의 다른 부분일 수도 있다. 이미지 시퀀스의 이미지는 비디오 스트림의 프레임이거나 다중 프레임 스냅샷의 프레임일 수 있다. 본 발명에서, 제2 이미지는 보정 이미지라고도 한다. 일반적으로 제2 이미지 시퀀스의 적어도 일부의 각각에서 적어도 하나의 픽셀 그룹은 하나 이상의 등록 매개변수를 결정하는 데 사용된다.

- [0054] 따라서, 제1 파장과 제1 스펙클 이미지 시퀀스의 캡처는 측정할 양에 따라 스펙클 콘트라스트 이미징(예를 들어, 최적화된 노출 시간)을 위해 최적화될 수 있다. 하나 이상의 제2 파장과 제2 이미지 시퀀스의 캡처는 혈관과 정상 조직과 같은 해부학적 특징 간에 높은 콘트라스트를 보장함으로써 쉽고 정확하게 등록할 수 있는 이미지를 얻도록 최적화될 수 있다. 일반적인 조합은 적외선을 사용하여 획득한 스펙클 이미지와 백색광을 사용하여 획득한 제2 이미지, 또는 적색광을 사용하여 획득한 스펙클 이미지와 녹색 또는 청색광을 사용하여 획득한 제2 이미지일 수 있지만, 다른 조합도 또한 가능하다.
- [0055] 일 실시예에서, 픽셀 그룹은 복수의 이미지에서 미리 정해진 특징을 나타낼 수 있으며, 미리 정해진 특징은 바람직하게는 대상 영역의 객체, 바람직하게는 해부학적 구조와 연관되어 있다. 픽셀 그룹은 특징 감지 알고리즘에 의해 선택될 수 있다.
- [0056] 특징은 예를 들어, 과다 노출된 이미지 부분 또는 스펙클과 같이 객체와 직접 관련이 없는 이미지 특징이 아니라, 대상 영역의 물리적 객체와 연관된 특징, 예를 들어 혈관과 관련된 특징일 수 있다. 미리 결정된 특징은 예를 들어, 강도 차이가 큰 모서리 또는 영역과 같은 특징 클래스에 속하는 것으로 결정될 수 있다. 예를 들어 품질 메트릭, 특징 간의 상호 거리에 대한 제한 등에 의해 추가로 결정될 수 있다. 일부 실시예에서, 하나 이상의 결정된 특징의 이웃은 정렬 벡터 및/또는 변환을 결정하는 데 사용될 수 있다.
- [0057] 총 픽셀 수에 비해 비교적 적은 수의 특징을 기반으로 변위를 결정하면 정확한 결과를 제공하면서도 계산 시간을 상당히 줄일 수 있다. 이는 예를 들어, 카메라의 움직임으로 인해 전체 대상 영역이 이동하는 비교적 간단한 동작의 경우에, 특히 그렇다.
- [0058] 일 실시예에서, 상기 방법은 또한 픽셀 그룹이 해부학적 특징에 해당하는 특징을 나타낼 확률을 높이도록 적용된 필터로 복수의 이미지를 필터링하는 단계를 포함할 수 있다. 예를 들어, 필터는 과다 노출 및/또는 과소 노출 영역 및/또는 기타 이미지 아티팩트를 결정하고, 이들 영역 또는 아티팩트를 기반으로 마스크를 생성할 수 있다. 따라서 이들 영역 또는 아티팩트와 관련된 특징을 결정하는 것을 방지할 수 있다.
- [0059] 일 실시예에서, 픽셀 그룹의 픽셀 값의 유사성에 기반하여 등록 매개변수를 결정하는 단계는 복수의 이미지 중 하나의 이미지의 각 픽셀 그룹에 대해, 복수의 이미지 중 다른 이미지의 적어도 일부와의 합성 또는 교차 상관 관계를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 상기 방법은 복수의 이미지에서 픽셀 이웃의 픽셀 값을 모델링하기 위한 다항식 확장을 결정하는 단계, 확장 계수를 비교하는 단계, 및 비교에 기반하여 정렬 벡터를 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0060] 실시예에서, 하나 이상의 등록 매개변수를 결정하는 단계는 유사도 척도에 따라 복수의 연관된 픽셀 그룹을 결정하는 단계 - 각 픽셀 그룹은 복수의 이미지 중 다른 이미지에 속함 -, 복수의 이미지의 각 이미지에 대한 픽셀 그룹의 위치에 따라 복수의 정렬 벡터를 결정하는 단계 - 정렬 벡터는 이미지 센서에 대한 대상 영역의 움직임을 나타냄 -, 및 복수의 정렬 벡터에 따라 등록 매개변수를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0061] 복수의 특징 또는 해당 특징 쌍에 대한 정렬 벡터를 결정함으로써, 이미징 대상에 대한 카메라의 임의의 움직임이 결정되어 수정될 수 있다. 정렬 벡터는 예를 들어 아핀 변환, 투영 변환 또는 호모그래피를 결정하는 데 사용될 수 있으며, 이는 예를 들어 이미지 데이터만에 기초하여 이미지의 이동, 회전, 크기 조정 및 전단을 수정할 수 있다. 따라서, 이 방법은 예를 들어 카메라와 대상 사이의 거리, 입사각 등에 대한 정보를 필요로 하지 않는다.
- [0062] 정렬 벡터의 결정 및/또는 하나 이상의 변환의 결정은 적절한 광학 흐름 알고리즘(예를 들어, 고밀도 광학 흐름 알고리즘 또는 희소 광학 흐름 알고리즘)을 사용하여 결정된 광학 흐름 매개변수를 기반으로 할 수 있다.
- [0063] 일 실시예에서, 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계는 또한 등록된 제1 스펙클 이미지, 각각 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지의 평균을 계산하는 단계를 포함할 수 있으며, 평균은 바람직하게는 가중 평균이고, 이미지의 가중치는 바람직하게는 등록 매개변수를 기반으로 하거나 스펙클 콘트라스트의 상대적 크기를 기반으로 한다. 대안적으로, 스펙클 이미지 또는 스펙클 콘트라스트 이미지를 결합하는 단계는 예를 들어, 중간 필터 또는 최소 또는 최대 필터 등을 사용하여 제1 스펙클 이미지, 각각 제1 스펙클 콘트라스트 이미지의 적어도 일부를 필터링하는 단계를 포함할 수 있다. 가중 평균을 위한 가중치는 예를 들어, 스펙클 콘트라스트에서 파생되거나 정렬 벡터에서 파생된 양을 기반으로 할 수 있다.
- [0064] 일 실시예에서, 결합된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산하는 단계는 등록된 스펙클 이미지 시퀀스의 평균, 바람직하게는 가중 평균을 계산하는 단계를 포함할 수 있다.

- [0065] 일 실시예에서, 평균은 가중 평균이고, 마스크된 픽셀은 0과 같은 가중치를 갖는다. 마스크가 다중값 신뢰도 점수를 정의하는 경우, 가중치는 신뢰도 점수에 따라 달라질 수 있으며, 신뢰도 점수가 높은 픽셀은 신뢰도 점수가 낮은 픽셀보다 가중치가 더 높다.
- [0066] 일 실시예에서, 상기 방법은 또한 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지 마스크를 결정하는 단계를 포함한다. 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지 마스크는 최대 미리 정해진 비율의 입력 픽셀이 마스크되었는지 여부를 나타낼 수 있다. 예를 들어, 가중 평균은 미리 정해진 비율 미만의 입력 픽셀이 마스크된 경우에만 계산되고, 여기서 픽셀은 미리 정해진 비율 이상의 입력 픽셀이 마스크된 경우 유효하지 않은 픽셀 값을 갖는 것으로 표시된다.
- [0067] 대안적으로, 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지 마스크는 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지의 픽셀의 신뢰도 점수를 나타낼 수 있다. 신뢰도 점수는 가중 평균의 마스크된 픽셀의 일부 및/또는 해당 마스크의 신뢰도 점수에 따라 달라질 수 있다.
- [0068] 스펙클 콘트라스트 또는 관류 값은 일반적으로 캡처된 이미지 위에 오버레이로 표시된다. 오버레이에서 유효한 관류 값을 계산할 수 없는 픽셀을 처리하는 다양한 옵션이 있다. 예를 들어, 잘못된 픽셀 값으로 표시된 픽셀은 제거되거나 투명하게 렌더링되거나 오류 값이 할당되거나 주변 픽셀 값의 보간에 따라 값이 할당된다. 이러한 옵션 중 두 개 이상은 예를 들어, 잘못된 픽셀 값의 원인 및/또는 연결된 잘못된 픽셀 값 영역의 크기에 따라, 결합될 수 있다. 예를 들어, 비조각 물체(예를 들어, 수술 도구)가 있는 경우 잘못된 픽셀 영역은 투명하게 표시되어 도구 또는 기타 비조각 물체를 명확하게 볼 수 있다. 또 다른 예로, 작은 무효 픽셀 영역은 보간을 사용하여 채워서 가장 정확한 값을 가진 깨끗한 이미지를 제공할 수 있고, 큰 무효 픽셀 영역은 오류 값을 할당하여 유효한 관류 데이터를 얻지 못했음을 나타낼 수 있다.
- [0069] 각 픽셀 또는 적어도 관련 영역의 각 픽셀에 신뢰도 점수가 할당된 경우, 신뢰도 점수는 (예를 들어, 알파 채널 사용하여) 다양한 투명도로 렌더링될 수 있으며, 신뢰할 수 있는 픽셀은 낮은 투명도(높은 불투명도)를 갖고 신뢰할 수 없는 픽셀은 높은 투명도(낮은 불투명도)를 갖는다.
- [0070] 일 실시예에서, 상기 방법은 복수의 이미지 중 이미지와 연관된 각 제1 스펙클 이미지 또는 각 제1 스펙클 콘트라스트 이미지에 대해, 복수의 정렬 벡터, 바람직하게는 복수의 정렬 벡터의 길이 및/또는 결정된 변환을 정의하는 매개변수에 따라 해당 제1 스펙클 이미지 또는 제1 스펙클 콘트라스트 이미지와 연관된 변환 크기를 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다. 가중 평균은 각각의 제1 스펙클 콘트라스트 이미지와 연관된 결정된 변환 크기에 기반한 가중치를 사용하여 결정될 수 있으며, 바람직하게는 가중치는 결정된 변환 크기와 반비례한다.
- [0071] 변위의 크기 또는 양, 또는 변환의 크기 또는 양에 기반한 가중치는 다른 이미지와 무관하게 각 이미지에 대해 빠르게 결정될 수 있다. 변환 크기는 예를 들어, 변환을 나타내는 행렬의 표준 또는 변환과 항등 변환 간의 차이를 나타내는 행렬의 표준에 기반할 수 있다. 변환 크기는 또한 예를 들어, 정렬 벡터의 통계적으로 대표적인 측정값, 예를 들어, 평균, 중간값, n번째 백분위수 또는 최대 정렬 벡터 길이를 기반으로 할 수 있다. 변위양이 큰 이미지는 일반적으로 노이즈가 많고, 이에 따라 더 낮은 가중치를 할당하므로, 결합된 이미지의 품질을 높일 수 있다.
- [0072] 일 실시예에서, 상기 방법은 또한 제1 스펙클 이미지 각각에 대해 제1 스펙클 콘트라스트 이미지 시퀀스에서 하나 이상의 이전 및/또는 후속 이미지에 대한 스펙클 콘트라스트의 정규화된 양 또는 스펙클 콘트라스트의 변화량을 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다. 가중 평균은 해당 제1 스펙클 콘트라스트 이미지와 관련된 결정된 정규화된 스펙클 콘트라스트 양 또는 스펙클 콘트라스트의 결정된 변화에 기반한 가중치를 사용하여 결정될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 가중치는 제2 스펙클 콘트라스트 이미지에 대한 스펙클 콘트라스트의 정규화된 양 또는 스펙클 콘트라스트의 변화량을 기반으로 결정될 수 있다.
- [0073] 스펙클 콘트라스트의 차이 또는 변화, 특히 갑작스러운 변화에 기반한 가중치는 이미지 품질을 나타낼 수 있다. 일반적으로 스펙클 콘트라스트와 이러한 가중치는 전체 시스템의 다양한 요인, 예를 들어, 대상 영역에 대한 카메라의 움직임, 광섬유의 움직임 또는 광 경로 길이에 영향을 미치는 기타 요인 또는 변동하는 조명 조건에 의해 영향을 받을 수 있다. 따라서, 스펙클 콘트라스트에 기반한 가중치를 사용하면 더 높은 품질의 결합된 이미지를 얻을 수 있다. 일반적으로 스펙클 콘트라스트는 임의의 단위로 결정되므로 가중치는 스펙클 이미지 시퀀스를 분석하여 결정할 수 있다. 스펙클 콘트라스트는 관류와 반비례하므로 스펙클 콘트라스트 기반 관류 단위를 유사하게 사용할 수 있다.
- [0074] 일 실시예에서, 알고리즘은 카메라 시야의 사전 정의된 관심 영역에 적용될 수 있다. 이러한 관심 영역은 사용자에 의해 결정되거나 미리 결정될 수 있다. 예를 들어, 이미지의 바깥쪽 테두리는 무시되거나, 예를 들어 변환

된 이미지 테두리가 보이지 않도록 하기 위해 시야에서 숨겨질 수 있다. 알고리즘 또는 알고리즘의 일부를 이미지의 일부에만 적용하는 것이 더 빠를 수 있다. 관심 영역은 결정된 변환에 따라 변환될 수 있다. 다른 실시예에서, 알고리즘은 전체 이미지에 적용될 수 있다.

[0075] 일 실시예에서, 복수의 이미지는 제1 스펙클 이미지의 시퀀스일 수 있다. 이러한 실시예에서, 제1 파장은 바람직하게는 전자기 스펙트럼의 녹색 또는 파란색 부분의 파장이다. 이런 방식으로, 좋은 스펙클 신호와 좋은 시각적 독특성(즉, 해부학적 특징의 높은 콘트라스트, 이는 높은 스펙클 콘트라스트와 구별되어야 함) 사이에서 균형을 이룰 수 있으며, 이는 특징을 결정하는 데 바람직하다. 따라서 스펙클 이미지의 콘트라스트를 높이기 위한 사전 처리 단계가 필요하지 않다.

[0076] 대안적으로, 전자기 스펙트럼의 적색 부분에서 제1 파장은 바람직하게는 600~700nm 범위, 더 바람직하게는 620~660nm 범위 또는 전자기 스펙트럼의 적외선 부분, 바람직하게는 700~1200nm 범위에서 사용될 수 있다. 조직 유형 및 노출 시간과 같은 이미징 매개변수에 따라, 시각적 구별성이 특징을 적절히 결정하기에 충분할 수 있다. 적색광과 적외선은 대부분 적혈구에서 반사되므로, 이러한 파장은 비교적 높은 강도의 스펙클을 생성하므로 혈류의 스펙클 콘트라스트 이미징에 매우 적합하다.

[0077] 이러한 실시예에서, 제1 스펙클 이미지와 여러 이미지의 이미지는 동일한 이미지이므로, 이미지는 비교적 간단한 시스템으로 획득할 수 있으며 단일 광원과 단일 카메라만 필요하다.

[0078] 일 실시예에서, 적어도 제2 파장의 광은 제1 파장과 다른 적어도 제2 파장의 광, 바람직하게는 미리 정해진 제2 파장의 코히어런트 광이며, 바람직하게는 전자기 스펙트럼의 녹색 또는 청색 부분, 더욱 바람직하게는 380~590nm 범위, 더 바람직하게는 470~570nm 범위, 훨씬 더 바람직하게는 520~560nm 범위에 있는 광일 수 있다. 청색 또는 특히 녹색 광은 혈관에서 정상 조직보다 훨씬 더 강하게 흡수되므로 높은 콘트라스트 또는 시각적 독특성을 초래할 수 있다. 따라서 혈관과 관련된 특징, 예를 들어 예지 또는 모서리를 사용하여 등록 매개변수를 결정할 수 있다.

[0079] 제1 스펙클 이미지 자체가 (해부학적 특징의 이미징과 관련하여) 본질적으로 노이즈가 많으므로, 정렬 벡터를 결정하기 위해 다른 파장을 기반으로 하여 제2 이미지를 사용하는 것이 더 바람직할 수 있다. 이런 방식으로 제1 스펙클 이미지는 스펙클 콘트라스트 신호를 최적화하기 위해 선택된 광에 따라 획득될 수 있는 반면, 제2 이미지는 시각적 독특성을 최적화하기 위해 선택된 광에 따라 획득될 수 있다. 이러한 시스템은 혈액 관류가 비교적 깊은 조직(예를 들어, 피부)을 이미징하는 데 특히 유리하다. 이러한 조직에서, 대부분의 녹색 또는 청색 광은 혈액 세포와 상호 작용할 만큼 충분히 깊이 침투하지 않아, 결과적으로 비교적 노이즈가 없는 이미지가 생성된다.

[0080] 일 실시예에서, 제1 파장은 바람직하게는 전자기 스펙트럼의 적색 부분, 바람직하게는 600~700nm 범위, 더 바람직하게는 620~660nm 범위 또는 전자기 스펙트럼의 적외선 부분, 바람직하게는 700~1200nm 범위에 있는 파장이다. 적색광과 적외선은 대부분 적혈구에 의해 반사되므로 혈류의 스펙클 콘트라스트 이미지에 매우 적합하다. 적외선은 적색광보다 침투 깊이가 크다. 적색광은 예를 들어, RGB 카메라의 적색 채널을 사용하여 스펙클 이미지를 획득하는 것으로, 기존 시스템에 통합하기가 더 쉬울 수 있다.

[0081] 바람직하게는, 제1 파장은 관심 유체에 의해 산란되거나 반사되도록 선택된다; 예를 들어, 혈관 내 혈액을 이미징하는 데 적색 또는 근적외선 광이 사용될 수 있다. 바람직하게는, 제1 파장은 필요한 침투 깊이에 따라 선택될 수 있다. 비교적 높은 침투 깊이를 갖는 광은 관심 체액에 의해 산란된 광이 이미징된 조직의 어느 깊이에서도 충분한 신호 대 잡음비로 검출되게 할 수 있다.

[0082] 바람직하게는, 제2 파장은 이미지에서 조직 표면의 일관된 특징을 초래하는 높은 시각적 독특성을 갖는 이미지를 제공하도록 선택된다. 예를 들어, 녹색 광은 일반적으로 조직보다 혈액에 의해 훨씬 더 강하게 흡수되므로 내부 장기의 혈관을 이미징하는 데 사용될 수 있다. 제2 파장의 광은 코히어런트 광 또는 비코히어런트 광일 수 있다. 제2 이미지는 또한 다수의 파장을 기반으로 할 수 있는데, 예를 들어, 백색광이 사용될 수 있다. 제2 파장의 광은 예를 들어, 제2 코히어런트 광원에 의해 생성될 수 있다. 대안적으로, 제1 파장의 광과 제2 파장의 광은 복수의 파장에서 코히어런트 광을 생성하도록 구성된 단일 코히어런트 광원에 의해 생성될 수 있다.

[0083] 일 실시예에서, 제2 이미지의 시퀀스는 제2 스펙클 이미지의 시퀀스일 수 있으며, 이 방법은 제2 스펙클 이미지의 시퀀스에 따라 제2 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하고 제2 스펙클 콘트라스트 이미지 시퀀스에서 스펙클 콘트라스트 크기의 변화에 따라 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 조정 또는 보정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

- [0084] 듀얼 레이저 보정이라고도 하는 다중 스펙트럼 코히어런트 보정은 제2 이미지 시퀀스에서 결정된 스펙클 콘트라스트의 변화에 따라 제1 스펙클 이미지에서 결정된 스펙클 콘트라스트를 조정하여 제1 스펙클 콘트라스트 이미지의 노이즈를 제거 또는 줄일 수 있다. 조정은 제1 스펙클 콘트라스트 이미지의 스펙클 콘트라스트와 제2 스펙클 콘트라스트 이미지의 스펙클 콘트라스트 사이의 미리 정해진 상관 관계에 따라 이루어질 수 있다.
- [0085] 다중 스펙트럼 코히어런트 보정은 다중 스펙트럼 코히어런트 보정과 이미지 등록을 위해 제2 파장에 따라 제2 이미지를 사용하여 제2 이미지를 사용한 이미지 등록과 유리하게 결합될 수 있다. 이러한 실시예에서, 제2 파장은 바람직하게는 비교적 작은 침투 깊이를 갖는다. 이런 방식으로 제2 이미지는 주로 대상 영역의 표면과 관련된 정보를 포함할 수 있다. 이는 특히 피부, 흉터 조직 및 일부 종양 유형과 같이, 표면에 가까운 관류가 거의 없는 조직의 경우에 그렇다.
- [0086] 일 실시예에서, 상기 방법은 또한 제1 스펙클 이미지 시퀀스의 적어도 일부에서 각 이미지, 각각 제1 스펙클 콘트라스트 이미지, 그리고 복수의 이미지에서 각 이미지를 복수의 영역, 바람직하게는 분리된 영역으로 나누는 단계를 포함할 수 있다. 바람직하게는, 복수의 이미지에서 이미지의 영역은 연관된 제1 스펙클 이미지, 각각 제1 스펙클 콘트라스트 이미지의 영역에 대응한다. 등록 매개변수를 결정하는 단계는 각 영역에 대한 등록 매개변수를 결정하는 단계를 포함할 수 있고, 등록된 제1 스펙클 이미지, 각각 제1 스펙클 콘트라스트 이미지의 시퀀스를 결정하는 단계는 복수의 이미지에서 이미지의 해당 영역에 기반한 변환에 따라 제1 스펙클 이미지, 각각 제1 스펙클 콘트라스트 이미지의 각 영역을 등록하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0087] 영역은 예를 들어 이미지의 기하학, 예를 들어 직사각형 또는 삼각형 영역의 그리드 또는 이미지 속성, 예를 들어 해부학적 구조에 속하는 것처럼 보이는 광 강도 또는 픽셀 그룹에 따라 결정될 수 있다.
- [0088] 이런 방식으로 이미지 일부의 국소적 움직임은 보정하여 더 높은 품질의 결합된 이미지를 얻을 수 있다. 국소적 움직임은 일반적으로 대상의 움직임, 예를 들어 사람의 움직임, 호흡, 심장 박동 또는 하복부의 연동 운동과 같은 근육 수축으로 인해 발생한다. 영역은 단일 픽셀만큼 작을 수 있다. 두 개 이상의 이미지를 결합하는 데 가중 평균을 사용하는 경우, 각 영역에 개별적으로 및/또는 이미지 전체에 가중치를 할당할 수 있다. 이미지 결합은 영역 기반이거나 이미지별로 수행될 수 있다.
- [0089] 일 실시예에서, 대상 영역은 바람직하게는 체액에 의해 관류되고, 더 바람직하게는 혈액 및/또는 림프액에 의해 관류된, 관류된 장기를 포함할 수 있고, 및/또는 하나 이상의 혈관 및/또는 림프관을 포함할 수 있다. 상기 방법은 결합된 스펙클 이미지를 기반으로 관류 강도, 바람직하게는 혈액 관류 강도 또는 림프 관류 강도를 계산하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0090] 상기 방법은 이미지의 후처리 단계, 예를 들어 임계값 설정, 거짓 색상 지정, 다른 이미지(예를 들어, 백색광 이미지)에 중첩, 및/또는 결합된 이미지 또는 그 파생물을 표시하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0091] 제2 양태에서, 실시예는 이미징 장치, 바람직하게는 의료 이미징 장치용 하드웨어 모듈과 관련될 수 있다. 하드웨어 모듈은 제1 광원, 제1 파장의 코히어런트 제1 광에 대상 영역을 노출시키기 위한 제1 광원을 포함할 수 있으며, 대상 영역은 바람직하게는 생체 조직을 포함한다. 하드웨어 모듈은 또한 하나 이상의 이미지 센서를 갖는 이미지 센서 시스템을 포함할 수 있으며, 하나 이상의 이미지 시퀀스는 제1 스펙클 이미지를 포함하고, 제1 스펙클 이미지는 제1 광으로 노출되는 동안 캡처된다. 하드웨어 모듈은 컴퓨터 판독 가능 프로그램 코드가 구현된 컴퓨터 판독 가능 저장 매체, 및 상기 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 결합된, 프로세서, 바람직하게는 마이크로프로세서, 더 바람직하게는 그래픽 처리 장치를 추가로 포함할 수 있으며, 여기서 컴퓨터 판독 가능 프로그램 코드를 실행하는 것에 응답하여, 프로세서는: 제1 스펙클 이미지를 서로 등록하기 위한 이미지 등록 알고리즘의 하나 이상의 등록 매개변수를 결정하고 - 상기 등록 매개변수는 복수의 이미지에서 픽셀 그룹의 픽셀 값의 유사성 척도에 기반하고, 복수의 이미지의 이미지는 제1 레이저 스펙클 이미지에서 선택되거나 제1 스펙클 이미지와 연관되며, 등록 매개변수는 바람직하게는 호모그래피, 사영 변환 또는 아핀 변환 중 하나를 정의함 - , 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘에 따라 제1 스펙클 이미지를 등록하여 등록된 제1 스펙클 이미지를 결정하고, 등록된 제1 스펙클 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하거나; 제1 스펙클 이미지에 기초하여 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘에 기초하여 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록하여 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지에 기초하여 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하도록 구성된다.
- [0092] 일 실시예에서, 하드웨어 모듈은 제1 광원과 동시에 또는 교대로, 제1 파장과 다른 적어도 제2 파장의 광으로 대상 영역을 조명하기 위한 제2 광원을 포함할 수 있다. 적어도 하나의 이미지 센서는 제2 이미지 시퀀스를 캡

처하도록 구성될 수 있으며, 제2 이미지는 제2 광으로 노출되는 동안 캡처된다. 복수의 이미지는 제2 이미지 시퀀스에서 선택될 수 있으며, 각 제2 이미지는 제1 스페클 이미지와 연관되어 있다.

[0093] 이미지 센서 시스템은 제1 이미지 시퀀스를 캡처하기 위한 제1 이미지 센서, 및 제2 이미지 시퀀스를 캡처하기 위한 제2 이미지 센서, 또는 제1 이미지 시퀀스와 제2 이미지 시퀀스를 모두 캡처하기 위한 단일 이미지 센서를 포함할 수 있다.

[0094] 일 실시예에서, 하드웨어 모듈은 추가로 결합된 스페클 이미지 및/또는 그 파생물, 바람직하게는 관류 강도 이미지를 표시하기 위한 디스플레이를 포함할 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 하드웨어 모듈은 결합된 스페클 이미지 및/또는 그 파생물을 출력하기 위한 비디오 출력을 포함할 수 있다.

[0095] 이미지 센서 시스템은 제1 파장의 이미지를 캡처하기 위한 제1 이미지 센서와 적어도 제2 파장의 이미지를 캡처하기 위한 제2 이미지 센서를 포함할 수 있다. 제1 이미지 센서와 제2 이미지 센서는 동일한 이미지 센서이거나, 단일 이미지 센서의 다른 부분, 예를 들어 RGB 카메라의 빨간색과 녹색 채널이거나, 다른 이미지 센서일 수 있다. 모듈은 또한 제1 광원과 선택 사항인 제2 광원으로부터 대상 영역으로 광을 유도하고 및/또는 대상 영역에서 제1 및 제2 이미지 센서로 광을 유도하기 위한 광학 장치를 포함할 수 있다.

[0096] 본 발명은 의료 이미징 장치, 바람직하게는 내시경, 복강경, 수술 로봇, 핸드헬드 레이저 스페클 콘트라스트 이미징 장치 또는 이러한 하드웨어 모듈을 포함하는 개방형 수술 레이저 스페클 콘트라스트 이미징 시스템과 더욱 관련된다.

[0097] 추가 양태에서, 본 발명은 프로그램의 적어도 일부가 구현된 컴퓨터 판독 가능 저장 매체, 및 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 결합된 프로세서, 바람직하게는 마이크로프로세서, 더 바람직하게는 그래픽 처리 장치를 포함하는, 레이저 스페클 이미징 시스템을 위한 계산 모듈과 관련이 있으며, 컴퓨터 판독 가능 저장 코드를 실행하는 것에 응답하여, 프로세서는 실행 가능한 작업을 수행하도록 구성된다. 실행 가능한 작업은:

[0098] 적어도 하나의 이미지 시퀀스를 수신하는 단계 - 상기 적어도 하나의 이미지 시퀀스는 제1 스페클 이미지를 포함하고, 제1 스페클 이미지는 대상 영역을 제1 파장의 코히어런트 제1 광에 노출시키는 동안 캡처되었고, 대상 영역에는 생체 조직이 포함됨 - ; 제1 스페클 이미지를 서로 등록하기 위한 이미지 등록 알고리즘의 하나 이상의 등록 매개변수를 결정하는 단계 - 등록 매개변수는 적어도 하나의 이미지 시퀀스의 복수의 이미지에서 픽셀 그룹의 픽셀 값의 유사성 척도에 기반하고, 복수의 이미지에서 이미지는 제1 스페클 이미지에서 선택되거나 제1 스페클 이미지와 연관되고, 등록 매개변수는 바람직하게는 호모그래피, 사영 변환 또는 아핀 변환 중 하나를 정의함 - ; 및 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘을 기반으로 제1 스페클 이미지를 등록하여 등록된 제1 스페클 이미지를 결정하고, 등록된 제1 스페클 이미지를 기반으로 결합된 스페클 콘트라스트 이미지를 결정하거나; 제1 스페클 이미지를 기반으로 제1 스페클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘을 기반으로 제1 스페클 콘트라스트 이미지를 등록하여 등록된 스페클 콘트라스트 이미지를 결정하고, 등록된 제1 스페클 콘트라스트 이미지를 기반으로 결합된 스페클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0099] 이러한 계산 모듈은 예를 들어, 레이저 스페클 콘트라스트 이미징, 특히 관류 이미징을 개선하기 위해 복강경이나 내시경과 같은 기존 또는 새로운 의료 이미징 장치에 추가될 수 있다. 일 실시예에서, 본 발명에 설명된 방법 단계는 내시경 시스템에 코히어런트 광을 결합하기 위한 장치의 프로세서에 의해 실행될 수 있다. 이러한 장치는 내시경 시스템의 광원과 비디오 프로세서, 및 내시경 시스템의 내시경(예를 들어, 복강경) 사이에 결합될 수 있다. 따라서 결합 장치는 내시경 시스템에 레이저 스페클 이미징 기능을 추가할 수 있다. 이러한 결합 장치는 본원에 참조로 포함되는, 네덜란드 특허 출원 NL 2026240에서 더 자세히 설명되었다.

[0100] 일 실시예에서, 적어도 하나의 이미지 시퀀스는 제2 이미지 시퀀스를 포함하고, 제2 이미지는 제2 광으로 노출되는 동안 캡처되고, 제2 광은 하나 이상의 제2 파장을 갖고, 바람직하게는 제2 광은 제2 파장의 코히어런트 광이거나 제2 광은 가시 스펙트럼의 복수의 제2 파장을 포함하고, 여기서 제2 광에 대한 노출은 제1 광에 대한 노출과 번갈아 가며 이루어지거나 제1 광에 대한 노출과 동시에 이루어진다. 복수의 이미지는 제2 이미지 시퀀스에서 선택될 수 있으며, 제2 이미지 각각은 제1 스페클 이미지와 연관되어 있다.

[0101] 본 발명은 또한 적어도 하나의 소프트웨어 코드 부분을 포함하는 컴퓨터 프로그램 또는 컴퓨터 프로그램 모음 또는 적어도 하나의 소프트웨어 코드 부분을 저장하는 컴퓨터 프로그램 제품에 관한 것으로, 소프트웨어 코드 부분은 컴퓨터 시스템에서 실행할 때 위에서 설명한 방법 단계 중 하나를 실행하도록 구성된다.

[0102] 본 발명은 또한 적어도 하나의 소프트웨어 코드 부분을 저장하는 비일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 관한

것으로, 소프트웨어 코드 부분은 컴퓨터에 의해 실행되거나 처리될 때 위에서 설명한 방법 단계 중 하나를 수행하도록 구성된다.

[0103] 실시예가 개략적으로 도시하는 첨부된 도면을 참조하여 더 설명된다. 본 발명은 이러한 특정 실시예에 결코 제한되지 않는다는 것을 이해할 것이다.

도면의 간단한 설명

[0104] 특정 실시예의 도면에 대한 다음 설명은 본질적으로 예시일 뿐이며, 본 교시, 그 응용 또는 용도를 제한하려는 것은 아니다.

도 1a는 일 실시예에 따른 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징을 위한 시스템을 개략적으로 도시하고, 도 1b-e는 실시예에 따른 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징을 위한 흐름도를 도시한다;

도 2a-c는 원시 스펙클 이미지, 원시 스펙클 이미지에 기반한 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지, 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지에 기반한 판류 이미지를 도시한다;

도 3a-d는 실시예에 따른 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징을 위한 흐름도를 도시한다;

도 4a 및 4b는 실시예에 따른 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징을 위한 흐름도를 도시한다;

도 5a-f는 실시예에 따른 등록 매개변수를 결정하는 방법을 도시한다;

도 6a-d는 실시예에 따른 등록 매개변수를 결정하는 방법을 도시한다;

도 7a 및 7b는 일 실시예에 따른 두 개 이상의 원시 스펙클 이미지를 결합하는 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징에 대한 흐름도를 도시한다;

도 8은 일 실시예에 따른 보정된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산하기 위한 흐름도를 도시한다;

도 9a 및 9b는 일 실시예에 따른, 가중 평균을 기반으로 움직임 보상 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 것을 개략적으로 도시한다; 및

도 10은 본 명세서에서 설명된 방법 및 소프트웨어 제품을 실행하는 데 사용될 수 있는 예시적인 데이터 처리 시스템을 설명하는 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0105] 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지는 공간 콘트라스트, 시간 콘트라스트 또는 이들의 조합을 기반으로 할 수 있다. 일반적으로 공간 콘트라스트를 사용하면 시간적 해상도가 높아지지만 공간적 해상도는 상대적으로 낮아진다. 또한 개별 이미지는 예를 들어 동작이나 조명 아티팩트로 인한 품질 손실로 인해 이미지마다 이미지 품질이 다를 수 있다. 반면, 시간 콘트라스트를 사용하면 공간적 해상도가 상대적으로 높아지고 시간적 해상도가 상대적으로 낮아진다. 그러나, 시간 콘트라스트의 품질은 카메라에 상대적인 대상의 움직임에 크게 영향을 받을 수 있으며, 이로 인해 픽셀이 잘못 결합될 수 있다. 혼합 방법은 두 방법의 장단점을 공유할 수 있다.

[0106] 본 발명에서, 스펙클 이미지는 (원시) 스펙클 이미지와 스펙클 콘트라스트 이미지를 더 잘 구분하기 위해 원시 스펙클 이미지라고도 한다. 따라서 '원시 스펙클 이미지'라는 용어는 픽셀이 광 강도를 나타내는 픽셀 값을 갖는 스펙클 패턴을 나타내는 이미지를 나타낼 수 있다. 원시 스펙클 이미지는 처리되지 않은 이미지이거나 (사전) 처리된 이미지일 수 있다. '스펙클 콘트라스트 이미지'라는 용어는 픽셀 값이 스펙클 콘트라스트 크기, 일반적으로 픽셀의 사전 정의된 이웃에 대한 상대 표준 편차를 나타내는 픽셀을 갖는 처리된 스펙클 이미지를 지칭하는 데 사용될 수 있다.

[0107] 도 1a는 일 실시예에 따른 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징을 위한 시스템(100)을 개략적으로 도시한다. 이 시스템은 대상 영역(102)을 조명하기 위한 제1 파장의 코히어런트 광, 예를 들어 레이저 광을 생성하기 위한 제1 광원(104)을 포함할 수 있다. 대상은 바람직하게는 생체 조직, 예를 들어 피부, 장 또는 뇌 조직이다. 제1 파장은 대상을 통과할 수 있는 체액, 예를 들어 혈액 또는 림프액과 상호 작용하도록 선택될 수 있다. 제1 파장은 전자기 스펙트럼의 적색 또는 (근) 적외선 부분, 예를 들어 600~700nm 범위, 바람직하게는 620~660nm 범위 또는 700~1200nm 범위일 수 있다. 제1 파장은 관심 체액 및/또는 이미징되는 조직에 따라 선택될 수 있다. 제1 파장은 이미징 센서의 속성에 따라 선택될 수도 있다. 특히 노출 시간, 이미징 영역의 크기, 스펙클 크기 및 이미지 해상도에 따라, 관심 있는 다양한 양, 예를 들어, 개별 대혈관 또는 소혈관의 흐름 또는

대상 영역의 미세혈관 관류가 이미징될 수 있다.

- [0108] 일 실시예에서, 시스템은 또한 적어도 제2 파장의 광을 생성하기 위한 제2 광원(106)을 더 포함할 수 있으며, 바람직하게는 전자기 스펙트럼의 녹색 부분의 광을 포함하여 대상 영역(102)을 조명한다. 적어도 제2 파장은 해부학적 특징의 높은 콘트라스트, 즉 높은 시각적 독특성을 갖는 이미지를 생성하는 파장을 포함하도록 선택될 수 있다. 제2 파장은 대상 영역의 조직을 기준으로 선택될 수 있다. 일반적으로, 적어도 제2 파장의 광은 코히어런트 광 또는 비코히어런트 광일 수 있으며, 단색, 예를 들어 청색 또는 녹색 협대역 이미징 광 또는 다색 광, 예를 들어 백색 광일 수 있다. 다른 실시예에서, 제1 광원만 사용된다. 도 1c에 도시된 실시예에서, 적어도 제2 파장의 광은 단색 코히어런트 광이다. 제2 파장은 예를 들어 제2 코히어런트 광원에 의해 생성될 수 있다. 대안적으로, 제1 파장의 광과 제2 파장의 광은 복수의 파장에서 코히어런트 광을 생성하도록 구성된 단일 코히어런트 광원에 의해 생성될 수 있다.
- [0109] 시스템은 또한 제1 파장의 광과 관련된 이미지를 캡처하기 위한 하나 이상의 이미지 센서(108)를 포함할 수 있으며, 해당되는 경우 적어도 제2 파장의 광과 관련된 이미지를 포함할 수 있으며, 제1 및 적어도 제2 파장의 광은 대상 영역에서 대상과 상호 작용했다. 다른 실시예에서, 시스템은 복수의 카메라, 예를 들어 제1 파장과 관련된 제1 원시 스펙클 이미지를 획득하기 위한 제1 카메라 및 제2 파장과 관련된 보정 이미지를 획득하기 위한 제2 카메라를 포함할 수 있다. 시스템은 또한 하나 이상의 광원에서 대상 영역으로, 대상 영역에서 하나 이상의 이미지 센서로 광을 안내하기 위한, 추가 광학 장치, 예를 들어 광섬유, 렌즈 또는 빔 스플리터를 포함할 수 있다.
- [0110] 대상이 코히어런트 광으로 조명되면, 자기 간섭을 통해 레이저 스펙클 패턴이 형성될 수 있다. 이미지는 처리 장치(110)에 의해 수신되고 처리될 수 있다. 예는 도 1b-d를 참조하여 더 자세히 설명될 것이다. 처리 장치는 본질적으로 실시간으로 처리된 이미지를 예를 들어 디스플레이 또는 컴퓨터(112)에 출력할 수 있다. 처리 장치는 별도의 장치일 수도 있거나 컴퓨터의 일부일 수도 있다. 처리된 이미지는 디스플레이 또는 컴퓨터에 의해 표시될 수 있다.
- [0111] 일 실시예에서, 내시경 또는 복강경은 광을 대상 영역으로 유도하고 이미지를 획득하는 데 사용될 수 있다. 하나 이상의 광원, 하나 이상의 이미지 센서, 처리 장치 및 디스플레이는 예를 들어, 내시경 시스템의 일부일 수 있다.
- [0112] 도 1b-e는 실시예에 따른 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징에 대한 흐름도를 나타낸다. 이러한 실시예 중 하나와 관련하여 언급된 대안은 이러한 조합이 모순되는 설명을 초래하지 않는 한 다른 실시예에도 적용될 수 있다.
- [0113] 도 1b는 일 실시예에 따른 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징에 대한 흐름도를 나타낸다. 이 실시예에서는, 예를 들어 녹색 또는 바람직하게는 적색 광일 수 있는, 제1 광원(104)에 의해 생성된 제1 파장의 코히어런트 광만이 사용된다. 하나 이상의 이미지 센서(108)는 단일 이미지 센서, 일반적으로 사용된 파장에 최적화되거나 적어도 적합한 단색 이미지 센서이다. 위에서 언급되었고 아래의 도 1c 및 1d의 예에서 보여질 바와 같이, 다른 실시예는 다른 구성을 사용할 수 있다.
- [0114] 제1 단계(120)에서, 원시 스펙클 이미지 시퀀스가 획득되며, 예를 들어 외부 소스에서 캡처되거나 수신된다. 이 예에서 이러한 스펙클 이미지는 보정 이미지로도 사용된다. 각 제1 원시 스펙클 이미지를 기반으로, 제1 스펙클 콘트라스트 이미지가 계산(126)될 수 있다. 스펙클 콘트라스트는 미리 정해진 합성 커널을 사용한 합성 또는 슬라이딩 윈도우에서 픽셀 값 강도의 상대 표준 편차를 결정하는 것과 같이 적절한 방법으로 결정될 수 있다. 스펙클 콘트라스트는 관류와 상관관계가 있으므로 관류 단위 가중치는 제1 스펙클 콘트라스트 이미지의 스펙클 콘트라스트 값을 기반으로 결정될 수 있다.
- [0115] 단일 파장 실시예에서, 원시 스펙클 이미지 또는 스펙클 콘트라스트 이미지가 보정 이미지로 사용될 수 있다. 선택적 단계(129)에서, 보정 이미지가 변환될 수 있다. 선택적으로 변환된 보정 이미지를 기반으로, 등록 매개변수가 계산될 수 있다. 예를 들어, 각 보정 이미지에서 사전 결정된 객체 특징의 위치가 결정될 수 있다. 두 개 이상의 보정 이미지에서 사전 결정된 객체 특징의 위치를 기반으로, 예를 들어 광학 흐름 알고리즘을 사용하여 대상 영역의 동작을 식별하는 정렬 벡터가 결정될 수 있다. (회소) 광학 흐름 알고리즘을 사용하여 선택된 특징을 기반으로 정렬 벡터를 결정할 수 있다. 다른 실시예에서는 예를 들어 고밀도 광학 흐름 알고리즘을 사용할 수 있고; 이 경우 특징을 결정할 필요가 없다.
- [0116] 정렬 벡터를 기반으로 제2 이미지 시퀀스에서 이미지를 등록하기 위한 변환이 결정될 수 있다. 바람직하게는,

변환은 호모그래피 클래스 중에서, 투영 변환 클래스 또는 아핀 변환 클래스 중에서 선택된다. 선택적으로, 광학 흐름 가중치는 정렬 벡터 또는 변환을 정의하는 매개변수를 기반으로 결정될 수 있다.

[0117] 대안적으로, 등록 매개변수는 템플릿 매칭, 위상 매칭, 대수-극좌표계 매칭 등을 사용하여 다른 적절한 방법으로 계산될 수 있다. 등록 매개변수를 결정하는 데 적합한 방법의 다양한 예는 도 5a-d 및 도 6을 참조하여 아래에서 더 자세히 설명한다.

[0118] 그런 다음에 결정된 등록 매개변수를 사용하여 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록(132)하거나, 서로 기하학적으로 정렬하고, 그 결과 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 생성할 수 있다. 다른 실시예에서, 스펙클 콘트라스트를 계산하기 전에 원시 스펙클 이미지를 등록할 수 있다. 그러나 이미지 등록이 픽셀 값 및 이에 따라 콘트라스트에 영향을 미칠 수 있으므로, 이러한 실시예는 덜 선호된다.

[0119] 그런 다음, 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지는 예를 들어 시간 필터를 사용하여, 결합될 수 있다(134). 시간 필터는 복수의 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 평균화하는 것을 포함할 수 있다. 평균화는 가중 평균화일 수 있으며, 가중치는 광학 흐름 가중치 및/또는 관류 단위 가중치를 기반으로 한다. 다른 실시예에서, 등록된 원시 스펙클 이미지는 시간 필터를 사용하여 결합될 수 있으며, 스펙클 콘트라스트 이미지는 결합된 드로우 스펙클 이미지를 기반으로 결정될 수 있다. 이로 인해 움직임 보상된 스펙클 콘트라스트 이미지(136)를 생성한다(136).

[0120] 그 후, 결합된 제1 원시 스펙클 이미지는 후처리될 수 있으며, 예를 들어 관류 값으로 변환되거나, 관류가 높거나 낮은 영역을 나타내도록 임계값이 설정되거나, 대상 영역의 백색광 이미지에 중첩되는 등의 작업이 수행될 수 있다. 후처리는 예를 들어 처리 장치(110) 또는 컴퓨터(112)에 의해 수행될 수 있다. 도 1c는 실시예에 따른 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징에 대한 흐름도를 도시한다. 도시된 실시예에서, 제1 광원(104)에 의해 생성된 제1 파장의 광은 적색광이고, 제2 광원(106)에 의해 생성된 적어도 제2 파장의 광은 코히어런트 녹색광이다. 하나 이상의 이미지 센서(108)는 적색, 녹색 및 청색 채널을 포함하는 단일 센서이다. 제1 파장과 제2 파장은 크로스토크를 최소화하도록 선택된다. 녹색 광에 의해 발생한 적색 채널의 신호는 적색 광에 의해 발생한 신호보다 상당히 작고; 적색 광에 의해 발생한 녹색 채널의 신호는 녹색 광에 의해 발생한 신호보다 상당히 작다. 위에서 언급했듯이, 다른 실시예는 다른 구성을 사용할 수 있다.

[0121] 제1 단계(140)에서, RGB 이미지 시퀀스가 수신된다. 제1 원시 스펙클 이미지의 제1 시퀀스는 RGB 이미지 시퀀스의 적색 채널에서 추출(142)될 수 있고, 제2 보정 이미지 시퀀스는 RGB 이미지의 녹색 채널에서 추출(144)될 수 있다. 보정 이미지 시퀀스는 제2 원시 스펙클 이미지의 제2 시퀀스일 수 있다. 각 제1 원시 스펙클 이미지는 동일한 RGB 이미지에서 추출된 보정 이미지와 연관될 수 있다. 다른 실시예에서, 제1 원시 스펙클 이미지와 보정 이미지는 서로 다른 카메라, 멀티 센서 카메라의 서로 다른 센서(예를 들어, 3CCD 카메라), 단일 카메라의 다른(색상) 채널(예를 들어, YUV 카메라)에 의해 획득될 수 있거나, 대상이 제1 파장의 광과 적어도 제2 파장의 광으로 변하여 조명되는 경우, 이미지는 단일 단색 카메라에 의해 변하여 획득될 수 있다.

[0122] 각각의 제1 원시 스펙클 이미지를 기반으로, 제1 스펙클 콘트라스트 이미지가 계산(146)될 수 있다. 선택적으로, 각각의 제2 원시 스펙클 이미지를 기반으로, 제2 스펙클 콘트라스트 이미지가 계산(148)될 수 있다. 스펙클 콘트라스트는 예를 들어, 미리 정해진 합성 커널을 사용한 합성에 의해, 또는 슬라이딩 윈도우에서 픽셀 값 강도의 상대 표준 편차를 결정함으로써 임의의 적절한 방식으로 결정될 수 있다. 스펙클 콘트라스트가 관류와 상관관계가 있으므로, 관류 단위 가중치는 제1 스펙클 콘트라스트 이미지의 스펙클 콘트라스트 값을 기반으로 결정될 수 있다. 제2 스펙클 콘트라스트 이미지는 선택적으로 도 8을 참조하여 더 자세히 설명되는 바와 같이, 선택적으로 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 보정(152)하는 데 사용될 수 있다. 이 경우, 보정된 스펙클 콘트라스트 값은 관류 단위 가중치를 결정하는 데 사용될 수 있다.

[0123] 보정 이미지(즉, 이 실시예에서는, 제2 원시 스펙클 이미지)를 기반으로, 등록 매개변수가 계산(150)될 수 있다. 예를 들어, 미리 정해진 객체 특징의 위치가 결정될 수 있다. 두 개 이상의 보정 이미지에서 미리 정해진 객체 특징의 위치를 기반으로, 예를 들어 광학 흐름 알고리즘을 사용하여 대상 영역의 동작을 식별하는 정렬 벡터를 결정할 수 있다. (회소) 광학 흐름 알고리즘을 사용하여 선택된 특징을 기반으로 정렬 벡터를 결정할 수 있다. 다른 실시예에서는 예를 들어 고밀도 광학 흐름 알고리즘을 사용할 수 있고; 이 경우 특징을 결정할 필요가 없다. 대안적으로, 등록 매개변수는 템플릿 매칭, 위상 매칭, 대수-극좌표계에서의 매칭 등을 사용하여 다른 적절한 방식으로 계산될 수 있다. 이러한 예 중 일부는 보정 이미지를 기반으로 변환된 이미지를 결정하는 것을 포함할 수 있다. 등록 매개변수를 결정하는 데 적합한 방법의 다양한 예는 도 5a-d 및 도 6을 참조하여 아래에서 더 자세히 설명된다.

- [0124] 등록 매개변수 정렬 벡터를 기반으로, 제2 이미지 시퀀스에서 이미지를 등록하기 위한 변환을 결정할 수 있다. 바람직하게는, 변환은 호모그래피 클래스, 사영 변환 클래스 또는 아핀 변환 클래스에서 선택된다. 선택적으로, 광학 흐름 가중치는 정렬 벡터 또는 변환을 정의하는 매개변수를 기반으로 결정될 수 있다.
- [0125] 결정된 등록 매개변수는 보정 이미지와 연관된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록(154)하거나 기하학적으로 정렬하는 데 사용될 수 있다.
- [0126] 그 후, 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지는 예를 들어, 시간 필터를 사용하여 결합될 수 있다. 시간 필터는 복수의 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 평균화하는 것을 포함할 수 있다. 평균화는 가중 평균화일 수 있으며, 가중치는 광학 흐름 가중치 및/또는 관류 단위 가중치를 기반으로 한다.
- [0127] 마지막 단계(158)에서, 결합된 제1 원시 스펙클 이미지는 후처리될 수 있으며, 예를 들어, 관류 값으로 변환되어, 관류가 높거나 낮은 영역을 나타내도록 임계값 설정되어, 대상 영역의 백색광 이미지에 중첩될 수 있다. 후처리는 예를 들어 처리 장치(110) 또는 컴퓨터(112)에 의해 수행될 수 있다.
- [0128] 도 1d는 실시예에 따른 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 위한 흐름도를 도시한다. 도시된 실시예에서, 제1 광원(104)에 의해 생성된 제1 파장의 광은 적외선이지만, 적색, 녹색 또는 청색과 같은 다른 색상도 가능하다. 제2 광원(106)에 의해 생성된 적어도 제2 파장의 광은 (비간섭성) 백색광이다. 적외선과 백색광을 사용하는 장점은 둘 다 서로에 큰 영향을 미치지 않고 동시에 사용될 수 있다는 것이다.
- [0129] 도시된 바와 같이, 하나 이상의 이미지 센서(108)는 적외선 카메라와 컬러 카메라의 두 카메라에 있는 두 개의 이미지 센서이다. 이는 레이저 스펙클 이미징이 예를 들어, 개방형 수술 환경에서 이미 컬러 카메라를 포함하는 시스템에 추가되는 경우 실용적일 수 있다. 또한, 전용 이미지 센서를 갖는 것은 노출 시간과 같은 하드웨어 및/또는 장비 매개변수를 별도로 최적화할 수 있게 할 수 있다. 상술된 바와 같이, 다른 실시예는 다른 구성을 사용할 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서는 단일 카메라를 사용하여 적외선 및 (백색광) 컬러 이미지를 모두 캡처할 수 있다. 단일 카메라를 사용하는 장점은 적외선 이미지와 컬러 이미지가 자동으로 정렬되고 서로 연관된다는 것이다.
- [0130] 제1 단계(160)에서, 적외선 카메라가 제1 이미지의 제1 시퀀스를 캡처하고, 이는 스펙클 이미지 시퀀스(162)로 저장될 수 있다. 이 제1 시퀀스는 이미지 프로세서가 원시 스펙클 이미지 시퀀스로 저장할 수 있다. 제2 단계(161)에서, 제2 이미지의 제2 시퀀스가 컬러 카메라로 캡처된다. 이 제2 시퀀스는 보정 이미지 시퀀스로 저장(164)될 수 있다. 각 원시 스펙클 이미지는 하나 이상의 보정 이미지와 연관될 수 있다. 바람직하게는, 각 원시 스펙클 이미지는 적어도 원시 스펙클 이미지와 시간적으로 가장 가깝게 캡처된 보정 이미지와 연관되고, 바람직하게는 동시에 캡처된다. 바람직하게는, 제1 및 제2 카메라의 프레임 속도는 예를 들어, 한 프레임 속도를 다른 프레임 속도의 정수 배수로 선택하여, 간단한 연관을 허용하도록 선택된다.
- [0131] 스펙클 이미지 시퀀스의 각 원시 스펙클 이미지를 기반으로, 스펙클 콘트라스트 이미지가 계산(166)될 수 있다. 스펙클 콘트라스트는 예를 들어, 미리 정해진 컨볼루션 커널을 사용한 컨볼루션에 의해, 슬라이딩 윈도우에서 픽셀 값 강도의 상대 표준 편차를 결정하여, 적절한 방법으로 결정될 수 있다. 스펙클 콘트라스트는 관류와 상관관계가 있으므로, 관류 단위 가중치는 제1 스펙클 콘트라스트 이미지의 스펙클 콘트라스트 값을 기반으로 결정될 수 있다.
- [0132] 보정 이미지(즉, 이 실시예에서는 백색광 이미지)를 기반으로 등록 매개변수가 계산(170)될 수 있다. 예를 들어, 사전 결정된 객체 특징의 위치가 결정될 수 있다. 두 개 이상의 보정 이미지에서 사전 결정된 객체 특징의 위치를 기반으로, 대상 영역의 동작을 식별하는 정렬 벡터는 예를 들어, 광학 흐름 알고리즘을 사용하여, 결정될 수 있다. (최소) 광학 흐름 알고리즘을 사용하여 선택된 특징을 기반으로 정렬 벡터를 결정할 수 있다. 다른 실시예는 예를 들어, 고밀도 광학 흐름 알고리즘을 사용할 수 있고; 이 경우 특징을 결정할 필요가 없다. 또는, 등록 매개변수는 템플릿 매칭, 위상 매칭, 대수-극좌표계에서의 매칭 등을 사용하여 다른 적절한 방식으로 계산할 수 있다. 이러한 예 중 일부는 보정 이미지를 기반으로 변환된 이미지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 등록 매개변수를 결정하는 데 적합한 방법의 다양한 예를 도 5a-d 및 도 6을 참조하여 아래에서 더 자세히 설명한다.
- [0133] 정렬 벡터에 기반하여, 보정 이미지 시퀀스에서 이미지를 등록하기 위한 변환이 결정될 수 있다. 바람직하게는, 변환은 호모그래피 클래스, 사영 변환 클래스 또는 아핀 변환 클래스에서 선택된다. 선택적으로, 광학 흐름 가중치는 정렬 벡터 또는 변환을 정의하는 매개변수에 기초하여 결정될 수 있다.

- [0134] 그런 다음 결정된 등록 매개변수는 보정 이미지와 연관된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록(174)하거나 기하학적으로 정렬하는 데 사용될 수 있다. 이 실시예에서는, 두 대의 카메라가 사용되므로, 두 카메라는 시야와 기준 프레임을 공유하지 않는다. 결과적으로, 보정 이미지를 사용하여 결정된 등록 매개변수에 기초하여 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록하는 단계는 기준 프레임의 이러한 변화를 설명하기 위해 등록 매개변수에 변환을 적용하는 단계를 포함할 수 있다. 카메라가 서로에 대해 고정된 위치에 배치된 경우, 이 변환은 미리 결정될 수 있다. 그렇지 않은 경우, 변환은 예를 들어, 보정 이미지 또는 마커의 이미지 처리에 기초하여 결정될 수 있다. 마커는 자연적이거나 인공적일 수 있다.
- [0135] 그후, 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지는 예를 들어, 시간 필터를 사용하여, 결합(176)될 수 있다. 시간 필터는 복수의 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 평균화하는 것을 포함할 수 있다. 평균화는 가중 평균화일 수 있으며, 가중치는 광학 흐름 가중치 및/또는 관류 단위 가중치를 기반으로 한다.
- [0136] 마지막 단계(178)에서, 결합된 제1 원시 스펙클 이미지는 후처리될 수 있다. 예를 들어, 관류 값으로 변환하거나, 관류가 높거나 낮은 영역을 나타내도록 임계값을 지정하거나, 대상 영역의 백색광 이미지에 중첩하는 등의 작업을 할 수 있다. 후처리는 예를 들어, 처리 장치(110) 또는 컴퓨터(112)에 의해 수행될 수 있다.
- [0137] 도 1e는 실시예에 따른 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징에 대한 흐름도를 나타낸다. 단계(180)는 예를 들어, 도 1b를 참조하여 위에서 설명한 바와 같이, 이미지 시퀀스를 획득하는 단계를 포함한다. 또한, 단계(182)에서, 획득한 이미지에서 아티팩트가 감지된다. 이 맥락에서, '아티팩트'는 광범위하게 이해되어야 하며, 조직 관류 계산에 부정적인 영향을 미칠 수 있는 모든 픽셀 값을 나타낼 수 있다. 아티팩트는 여러 소스로 인해 발생할 수 있다. 예를 들어, 거울 반사 아티팩트가 발생할 수 있으며(특히 내시경/복강경 설정에서), 여기서 픽셀 또는 픽셀 그룹이 완전히 포화되어 콘트라스트를 계산할 수 없다. 아티팩트는 또한 예를 들어, 카메라의 결합 있는 픽셀 요소, 광을 수집하는 렌즈의 얼룩 등으로 인해 발생할 수 있다.
- [0138] 아티팩트는 편차 입력 픽셀 값 및/또는 편차 스펙클 콘트라스트 값을 식별하여 식별할 수 있다. 예를 들어, 미리 정해진 절대 또는 상대적 상위 임계값을 초과하는 픽셀 값 또는 미리 정해진 절대 또는 상대적 하위 임계값을 초과하는 값은 편차 픽셀 값으로 표시될 수 있다. 예를 들어, 완전히 채도된 픽셀(즉, 최대 픽셀 값을 갖는 픽셀)은 제외할 수 있지만, 예를 들어, 최대 픽셀 값의 99% 이상인 픽셀 값을 갖는 거의 채도된 픽셀도 제외하는 것이 바람직할 수 있다.
- [0139] 상대 임계값은 예를 들어 픽셀의 환경 분석, 예를 들어 평균 또는 중간값 또는 기타 통계적 표현을 기반으로 할 수 있다. 예를 들어, 지역 중간값에서 지정된 양 이상 벗어나는 픽셀, 또는 지역 평균에서 미리 정해진 수의 (지역) 표준 편차 이상 벗어나는 픽셀은 아티팩트로 식별될 수 있다. 대안적으로, 상대 임계값을 적용할 수 있는 배경 값을 결정하기 위해 이미지에 (가우시안) 흐림이 적용될 수 있다. 이상치를 결정하기 위한 영역은 일반적으로 공간적 스펙클 콘트라스트를 계산하기 위한 창보다 상당히 크게 선택된다.
- [0140] 또한, 이러한 픽셀 주변의 경계 영역은 예를 들어, 식별된 픽셀이 있는 영역을 확장하는 것으로 마스크에 포함될 수 있다. 경계 영역의 크기는 공간적 콘트라스트가 계산되는 영역의 크기에 따라 달라질 수 있다. 예를 들어, 경계 영역이 공간적 콘트라스트를 위해 창 크기보다 작을 경우, 공간적 콘트라스트는 마스크 크기를 고려하지 않고 계산될 수 있으며, 식별된 픽셀을 기반으로 하는 모든 스펙클 콘트라스트 값은 마스크된다.
- [0141] 추가하여 또는 대안적으로, 각각의 절대 또는 상대적 하한 또는 상한 임계값 아래 또는 위의 픽셀 콘트라스트 값을 식별할 수 있다. 특정 아티팩트는 매우 낮거나 매우 높은 스펙클 콘트라스트 값으로 이어질 수 있다. 나아가, 매우 높거나 낮은 계산된 스펙클 콘트라스트 값을 갖는 영역의 크기 및/또는 모양을 사용하여 아티팩트를 식별할 수 있다.
- [0142] 이 맥락에서, 이미지 아티팩트는 생체 조직을 나타내지 않는 픽셀을 나타낼 수도 있다. 예를 들어, 이미지는 수술 도구(특히 개방 수술 설정), 클램프, 봉합사, 거즈 등을 나타내는 픽셀을 포함할 수 있다. 이러한 물체는 생체 조직이 아니므로 (일반적으로) 관류되지 않는다. 따라서 스펙클 콘트라스트 이미지는 스펙클 이미지와 함께 또는 대신에, 이러한 종류의 아티팩트를 식별하는 데 사용될 수 있다. 적어도 하나의 이미지 시퀀스가 스펙클 이미지(예를 들어, 백색광 이미지) 이외의 다른 이미지도 포함하는 실시예에서, 생체 조직을 나타내지 않는 픽셀은 추가적으로 또는 대안적으로 다른 이미지에서 식별될 수 있다.
- [0143] 이미지 인식 알고리즘은 또한 아티팩트를 식별하는 데 사용될 수 있다. 이것은 알려진 모양이나 다른 알려지거나 학습 가능한 시각적 속성을 갖는 아티팩트에 특히 유용하다.

- [0144] 일부 실시예에서, 아티팩트의 검출은 이미지의 하나 이상의 관심 영역으로 제한된다. 이 경우, 후속 단계도 또한 해당 관심 영역으로 제한될 수 있다.
- [0145] 단계(184)에서, 해당 이미지에 대한 검출된 아티팩트를 기반으로 입력 이미지 시퀀스의 각 이미지에 대한 마스크가 생성된다. 마스크는 해당 입력 이미지의 하나 이상의 픽셀과 신뢰도 점수를 연관시킨다. 이는 일반적으로 신뢰할 수 없는 것으로 간주되는 픽셀을 나타내는 이진 마스크이다. 그러나 다중값(즉, 비이진)도 사용될 수 있다. 예를 들어, 신뢰할 수 없는 것으로 식별된 픽셀은 점점 더 신뢰할 수 있는 픽셀 영역으로 둘러싸일 수 있다.
- [0146] 일부 경우에, 복수의 마스크는 각 입력 이미지에 대해 결정되는데, 예를 들어, 한 마스크는 편차 픽셀 값을 나타내고, 한 마스크는 비조직 객체를 나타낸다. 여러 마스크를 사용하면 마스크된 픽셀에 대한 다른 다운스트림 처리가 가능하다. 대안적으로, 다중값 마스크를 사용할 수 있으며, 다른 값은 불확실성 또는 오류의 다른 소스를 나타낸다.
- [0147] 단계(185)에서, 등록 매개변수는 위에서 설명한 대로 계산된다. 이미지 아티팩트에 맞추는 것을 방지하기 위해 마스크된 이미지를 기반으로 이미지 등록 매개변수를 계산하는 것이 유익할 수 있다. 예를 들어, 일부 특징 기반 이미지 등록 알고리즘은 과다 노출된 점이나 반사 아티팩트를 등록하려고 할 수 있고; 이러한 아티팩트를 제외한 마스크를 사용하면 등록 알고리즘이 대신 생체 조직 특징에 등록하도록 할 수 있다.
- [0148] 단계(186)에서, 스펙클 콘트라스트가 계산된다. 일부 경우에, 스펙클 콘트라스트 계산에서 계산된 마스크를 고려한다. 구현에 따라, 스펙클 콘트라스트 계산에 대한 입력이 하나 이상의 마스크된 픽셀로 구성된 경우, 이러한 마스크된 픽셀을 무시하거나 계산을 건너뛰거나 오류 값을 할당할 수 있다. 마스크된 픽셀의 처리 방법은 입력의 마스크된 픽셀의 절대적 또는 상대적 수에 따라 달라질 수 있다.
- [0149] 일부 경우에, 계산된 스펙클 콘트라스트에 따라, 예를 들어 편차 스펙클 콘트라스트 값에 따라 신뢰할 수 없는 픽셀이 추가로 결정될 수 있다.
- [0150] 따라서 선택적 단계(188)에서, 마스크는 계산된 스펙클 콘트라스트에 따라 업데이트된다(또는 새 마스크가 생성된다).
- [0151] 원칙적으로, 마스크를 스펙클 이미지 또는 스펙클 콘트라스트 이미지에 직접 적용할 수 있는데, 즉, 스펙클 (콘트라스트) 이미지의 픽셀 값을 마스크 값으로 대체할 수 있다. 그러나 마스크를 별도의 이미지(또는 별도의 이미지 레이어)에 보관하는 것이 종종 바람직하다. 그러나 이 경우 마스크가 이미지와 일치하도록 주의해야 한다. 따라서, 단계(192)에서, 마스크는 단계(190)에서 스펙클 콘트라스트 이미지의 이미지 등록에 사용된 것과 동일한 변환 알고리즘 및 매개변수를 사용하여 변환된다.
- [0152] 단계(194)에서, 시간 필터는 상기 설명한 바와 같이 스펙클 콘트라스트 이미지에 적용된다. 예를 들어, 픽셀별 가중 평균이 계산될 수 있으며, 여기서 각 픽셀의 가중치는 예를 들어 이미지 등록 매개변수 및/또는 이미지의 로컬 또는 글로벌 스펙클 콘트라스트에 따라 달라질 수 있다. 추가적으로 (또는 대안적으로), 가중치는 마스크에 따라 달라질 수 있다. 특히, 마스크된 픽셀은 가중치가 0일 수 있다. 마스크가 다중 값 신뢰도 점수를 정의하는 경우, 가중치는 신뢰도 점수에 따라 달라질 수 있으며, 신뢰도 점수가 높은 픽셀은 신뢰도 점수가 낮은 픽셀보다 가중치가 높다. 따라서 움직임 보상된 스펙클 콘트라스트 이미지 시퀀스는 스펙클 콘트라스트 이미지 시퀀스와 관련 마스크에 따라 결정(196)될 수 있다.
- [0153] 선택적 단계(198)에서 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지 마스크가 결정된다. 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지 마스크는 최대 사전 결정된 비율의 입력 픽셀이 마스크되었는지 여부를 나타낼 수 있다. 예를 들어, 가중 평균은 사전 결정된 비율 미만의 입력 픽셀이 마스크된 경우에만 계산되고, 여기서 픽셀은 사전 결정된 비율 이상의 입력 픽셀이 마스크된 경우 유효하지 않은 픽셀 값을 갖는 것으로 표시된다.
- [0154] 대안적으로, 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지 마스크는 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지 마스크의 픽셀에 대한 신뢰도 점수를 나타낼 수 있다. 신뢰도 점수는 가중 평균에서 마스크된 픽셀의 일부 및/또는 해당 마스크의 신뢰도 점수에 따라 달라질 수 있다. 마스크는 또한 로컬 또는 글로벌 등록 매개변수 및/또는 로컬 또는 글로벌 스펙클 콘트라스트 값과 같이, 시간 필터에 입력되는 다른 가중치 요인을 기반으로 할 수 있다.
- [0155] 스펙클 콘트라스트 또는 관류 값은 일반적으로 캡처된 이미지 위에 오버레이로 표시된다. 오버레이에서 유효한 관류 값을 계산할 수 없는 픽셀을 처리하는 다양한 옵션이 있다. 예를 들어, 유효하지 않은 픽셀 값을 갖는 것으로 표시된 픽셀은 제거되거나 투명하게 렌더링되거나, 오류 값이 할당되거나, 주변 픽셀 값의 보간에 따라 값

이 할당된다. 이러한 옵션 중 두 개 이상은 예를 들어, 유효하지 않은 픽셀 값의 원인 및/또는 연결된 유효하지 않은 픽셀 값 영역의 크기에 따라, 결합될 수 있다. 예를 들어, 비조직 물체(예를 들어, 수술 도구)가 있는 경우 유효하지 않은 픽셀 영역은 투명하게 표시되어 도구 또는 기타 비조직 물체를 명확하게 볼 수 있다. 추가 예로, 작은 무효 픽셀 영역은 보간을 사용하여 채워져 가장 정확할 가능성이 높은 값이 있는 깨끗한 이미지를 제공할 수 있고, 큰 무효 픽셀 영역은 오류 값이 할당되어 유효한 관류 데이터가 얻어지지 않았음을 나타낼 수 있다.

[0156] 각 픽셀 또는 적어도 관련 영역의 각 픽셀에 신뢰도 점수가 할당된 경우, 신뢰도 점수는 (예를 들어, 알파 채널을 사용하여) 다양한 투명도로 렌더링될 수 있으며, 신뢰할 수 있는 픽셀은 낮은 투명도(높은 불투명도)를 갖고 신뢰할 수 없는 픽셀은 높은 투명도(낮은 불투명도)를 갖는다.

[0157] 일 실시예에서, 본 발명에 설명된 방법 단계는 내시경 시스템에 코히어런트 광을 결합하기 위한 장치의 프로세서에 의해 실행될 수 있다. 이러한 장치는 내시경 시스템의 광원과 비디오 프로세서, 및 내시경 시스템의 내시경(예를 들어, 복강경) 사이에 결합될 수 있다. 따라서 결합 장치는 내시경 시스템에 레이저 스펙클 이미징 기능을 추가할 수 있다. 이러한 결합 장치는 본원에 참조로 포함된 네덜란드 특허 출원 NL 2026240에 더 자세히 설명되어 있다.

[0158] 대안적인 실시예에서, 본 발명에 설명된 방법 단계는 개방형 수술 환경에서 적용될 수 있으며, 아마도 기존 이미징 시스템과 조합하여 적용될 수 있다.

[0159] 도 2a는 원시 스펙클 이미지, 및 낮은 관류를 갖는 대상과 높은 관류를 갖는 대상의 원시 스펙클 이미지에 기반한 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 도시한다. 이미지(202 및 204)는 손톱 밑을 포함한 인간 손가락 끝의 원시 스펙클 이미지이다. 이미지(202)를 얻었을 때, 손가락을 통한 혈류가 제한되고 그 결과 손가락의 낮은 혈류(인공 허혈)가 발생했다. 이미지(204)를 얻었을 때, 혈류가 제한되지 않고, 그 결과 이전 상황에 비해 훨씬 높은 혈류가 발생했다. 인간 시청자가 관류 차이와 관련된 스펙클 패턴의 차이를 본다는 것은 어렵다. 이미지(204)의 확대된 부분(210)이 또한 스펙클 구조를 더 자세히 표시하여, 도시된다.

[0160] 이미지(206 및 208)는 각각 이미지(202 및 204)를 기반으로 한 스펙클 콘트라스트 이미지이다. 밝은 색상은 낮은 콘트라스트를 나타내므로 높은 관류를 나타내는 반면, 어두운 색상은 높은 콘트라스트를 나타내므로 낮은 관류를 나타낸다. 이러한 이미지에서 관류의 차이는 특히 혈류가 표면에 비교적 가깝게 발생하는 손톱 바닥에서 즉시 명확하다.

[0161] 도 2b는 실시예에 따른 움직임 보상 전과 움직임 보상 후, 움직임을 보이는 저관류 대상의 일련의 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 나타낸다. 이미지(220₁₋₅)는 손톱 밑을 포함한 인간 손가락 끝의 스펙클 콘트라스트 이미지이다. 이미지(220₂₋₄)를 획득하는 동안 손가락이 움직여 손가락 움직임으로 인해 콘트라스트가 손실되었다. 사용자가 혈류에 관심이 있는 경우, 밝은 색상으로 표현된 이미지(220₂₋₄)의 낮은 스펙클 콘트라스트는 움직임 아티팩트로 간주될 수 있다. 이미지(222₁₋₅)는 각각 이미지(220₁₋₅)와 동일한 원시 스펙클 이미지를 기반으로 하지만, 실시예에 따른 움직임 보상 알고리즘에 의해 보정되었다.

[0162] 도 2c는 일련의 스펙클 콘트라스트 이미지의 스펙클 콘트라스트 이미지와 일련의 스펙클 콘트라스트 이미지를 기반으로 한 관류 수준을 나타내는 그래프를 도시한다. 그래프(230)는 손톱바닥의 관류 측정을 나타내며, 보정되지 않은 측정에 따라 결정된 관류를 나타내는 제1 곡선(232)과 본 발명에 설명된 대로 움직임 보상 알고리즘으로 보정된 측정에 따라 결정된 관류를 나타내는 제2 곡선(234)을 보여준다. 약 10초의 시간 마크에서 손가락으로 혈류가 인위적으로 제한되고 약 30초 후에 제한이 제거된다. 특히 23초에서 38초 사이의 시간 범위에서, 보정되지 않은 관류 측정은 관류가 다시 급격하게 상승하고 하락하는 것처럼 보이는 여러 움직임 아티팩트를 보여준다.

[0163] 도면은 또한 단일 파장을 기반으로 하는 움직임 보정 및 보상 알고리즘을 사용하여 처리하기 전(이미지(236₁₋₃))과 처리한 후(이미지(238₁₋₃))의 세 가지 모범적인 스펙클 콘트라스트 이미지를 도시한다. 이러한 이미지에서, 밝은 색상은 낮은 스펙클 콘트라스트, 및 이에 따라 높은 관류를 나타내는 반면, 어두운 색상은 높은 스펙클 콘트라스트, 및 이에 따라 낮은 관류를 나타낸다. 보정되지 않은 세 이미지는 거의 동일하게 보이므로 사용자가 낮거나 높은 관류가 있는 시간(또는 다른 응용 프로그램에서는 영역)을 인식하기 어렵다. 이와 대조적으로, 움직임 보상된 이미지는 혈류 제한 중에 획득한 (가운데) 이미지와 혈류 제한이 없는 다른 이미지 사이에 명확한 차이를 표시하여, 사용자가 높은 관류가 있는 시간이나 장소를 선택할 수 있도록 한다.

- [0164] 추가하여, 손가락의 가장자리와 손톱 밑과 같은 해부학적 구조는 움직임 보상된 이미지에서 더 쉽게 인식할 수 있는 반면, 보정되지 않은 이미지에서는 입자가 많은 특성으로 인해 세부 사항을 인식하기 어려울 수 있다. 이는 사용자가 이미지를 해석하는 것을 더욱 용이하게 한다.
- [0165] 도 3a는 일 실시예에 따른 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징을 위한 흐름도를 도시한다. 제1 단계(302)에서, 제1 원시 스펙클 이미지는 제1 시간 인스턴스 $t=t_1$ 에서 획득될 수 있다. 광원은 미리 정해진 파장의 코히어런트 광으로 대상 영역을 조명할 수 있고, 이미지 센서는 미리 정해진 파장에 따라 제1 원시 스펙클 이미지를 캡처할 수 있다. 제1 원시 스펙클 이미지에 따라, 제1 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지가 계산(304)될 수 있다. 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지는 예를 들어, 슬라이딩 윈도우(예를 들어, 3×3 윈도우, 5×5 윈도우 또는 7×7 윈도우)에서 픽셀 값의 상대 표준 편차를 결정하여 결정될 수 있다. 일반적으로, $(2n + 1) \times (2n + 1)$ 윈도우는 스펙클 크기에 따라 자연수 n 에 대해 선택될 수 있다. 대안적으로, 커널과의 합성을 사용할 수 있으며, 여기서 커널의 크기는 스펙클 크기에 따라 선택될 수 있다. 상대 표준 편차는 영역의 픽셀 강도 값의 표준 편차를 영역의 평균 픽셀 강도 값으로 나누어 계산하여 결정할 수 있다. 대안적으로, 레이저 스펙클 콘트라스트 값은 다른 적절한 방법으로 결정될 수 있다.
- [0166] 단계(306 및 308)는 각각 제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서 실행되는 단계(302 및 304)와 유사하다. 따라서 제2 원시 스펙클 이미지는 제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서 획득(306)될 수 있다. 광원은 미리 정해진 파장의 코히어런트 광으로 대상 영역을 조명할 수 있고 이미지 센서는 미리 정해진 파장에 따라 제2 원시 스펙클 이미지를 캡처할 수 있다. 제2 원시 스펙클 이미지에 따라 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산(308)될 수 있다.
- [0167] 다음 단계(310)에서, 프로세서는 제1 및 제2 스펙클 이미지, 제1 및 제2 스펙클 이미지와 연관된 이미지, 및/또는 제1 및 제2 스펙클 이미지의 변환을 기반으로 등록 매개변수를 결정할 수 있다. 등록 매개변수는 제1 및 제2 스펙클 이미지 간의 기하학적 관계를 설명하여 제1 및 제2 스펙클 이미지를 서로 정렬할 수 있다. 예를 들어, 등록 매개변수는 실제 또는 변환된 공간에서 하나 이상의 픽셀의 변위를 설명하는 정렬 벡터를 포함할 수 있다.
- [0168] 다음 단계(312)에서, 프로세서는 등록 매개변수를 기반으로 제1 및 제2 스펙클 이미지를 서로 등록하거나 정렬하기 위한 정렬 변환, 예를 들어, 아핀 변환 또는 보다 일반적인 호모그래피를 결정할 수 있다. 정렬 변환을 기반으로, 프로세서는 제1 및/또는 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 변환하는 것으로, 제1 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지와 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 서로 등록하거나 정렬(314)할 수 있다. 일반적으로 이전 이미지는 최신 이미지에 등록되거나 정렬되도록 변환될 수 있다.
- [0169] 그런 다음 프로세서는 등록된 제1 및 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 기반으로 결합된, 예를 들어 평균화된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산(316)할 수 있다. 결합된 이미지를 계산하는 단계는 가중 평균을 계산하는 단계를 포함할 수 있으며, 가중치는 바람직하게 정규화된 스펙클 콘트라스트 양, 스펙클 콘트라스트의 상대적 변화 및/또는 결정된 등록 매개변수를 기반으로 한다. 결합된 이미지를 계산하는 단계는 또한 하나 이상의 필터, 예를 들어 중간 필터 또는 이상치 필터를 적용하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0170] 다른 실시예에서, 단계들은 다른 순서로 수행될 수 있다. 예를 들어, 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지는 원시 스펙클 이미지가 등록된 후에 계산될 수 있다. 이런 방식으로, 시간적 또는 시공간적 스펙클 콘트라스트 이미지가 계산될 수 있다. 그러나, 정렬 변환이 이동(예를 들어, 회전, 크기 조정 및/또는 전단을 포함함)보다 더 일반적이면, 정렬 변환은 스펙클 패턴을 왜곡하여 노이즈 소스를 도입할 수 있다. 일부 실시예에서, 단일 레이저 콘트라스트 원시 스펙클 이미지는 결합된, 예를 들어 평균화된 원시 스펙클 이미지에 따라 계산될 수 있다. 이 경우, 이미지는 바람직하게 서브 픽셀 정확도로 등록된다.
- [0171] 도 3b는 실시예에 따른 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징에 대한 흐름도를 도시한다. 제1 단계(322)에서, 제1 원시 스펙클 이미지는 제1 시간 인스턴스 $t=t_1$ 에서 획득될 수 있으며, 제1 원시 스펙클 이미지를 기반으로 제1 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지가 계산(324)될 수 있다.
- [0172] 다음 단계(325)에서, 프로세서는 제1 원시 스펙클 이미지에서 제1 복수의 제1 특징을 결정할 수 있다. 대안적으로, 제1 복수의 제1 특징은 제1 스펙클 콘트라스트 이미지에서 결정될 수 있다. 바람직하게는, 가장 명확하게 정의된 해부학적 특징이 있는 이미지가 사용된다. 해부학적 특징이 원시 스펙클 이미지에서 또는 스펙클 콘트라스트 이미지에서 더 높은 시각적 독특성을 갖는지는 파장 및 노출 시간과 같은 이미징 매개변수에 따라 달라질 수 있다. 도 3a의 설명의 나머지 부분에서, 용어 '스펙클 이미지'는 원시 스펙클 이미지 또는 스펙클 콘트라스트 이미지를 나타낼 수 있다. 특징 감지와 관련된 단계는 이하 도 5a 및 6a-d를 참조하여 더 자세히 설명한다.

- [0173] 단계(326-329)는 각각 제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서 실행되는 단계(322-325)와 유사하다. 따라서 제2 원시 스펙클 이미지가 제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서 획득(326)될 수 있다. 광원은 미리 정해진 파장의 코히어런트 광으로 대상 영역을 조명할 수 있고 이미지 센서는 미리 정해진 파장을 기반으로 제2 원시 스펙클 이미지를 캡처할 수 있다. 제2 원시 스펙클 이미지를 기반으로 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지가 계산(328)될 수 있다.
- [0174] 다음 단계(329)에서, 프로세서는 제2 스펙클 이미지에서 제2 복수의 제2 특징을 결정할 수 있다. 제2 복수의 제2 특징 중 적어도 일부는 제1 복수의 제1 특징 중 적어도 일부에 대응해야 한다. 일반적으로 제2 스펙클 이미지는 제1 스펙클 이미지와 유사하다. 일반적인 애플리케이션에서 대상 영역은 $t=t_1$ 과 $t=t_2$ 사이에 크게 변하지 않기 때문이다. 따라서 결정적 알고리즘을 사용하여 특징을 감지하는 경우, 이미지에서 감지된 특징은 이미징된 대상에서 동일하거나 실질적으로 동일한 해부학적 특징을 나타낸다는 점에서, 제2 스펙클 이미지에서 감지된 대부분의 특징은 일반적으로 제1 스펙클 이미지에서 감지된 특징과 일치한다. 따라서 복수의 제2 특징은 복수의 제1 특징과 연관될 수 있다.
- [0175] 다음 단계(330)에서, 프로세서는 제1 특징과 해당 제2 특징에 기반하여 복수의 정렬 벡터를 결정할 수 있으며, 정렬 벡터는 이미지에 대한 특징의 변위를 설명한다. 예를 들어, 프로세서는 하나의 제1 특징과 하나의 제2 특징을 포함하는 특징 쌍을 결정할 수 있으며, 제1 스펙클 이미지에 대한 제1 특징의 제1 위치를 결정할 수 있으며, 제2 스펙클 이미지에 대한 제2 특징의 제2 위치를 결정할 수 있으며, 제1 위치와 제2 위치 사이의 차이를 결정할 수 있다. 일반적으로, 해당 특징 쌍은 동일한 해부학적 특징을 나타내는 제1 특징과 연관된 제2 특징의 쌍일 수 있다.
- [0176] 다음 단계(332)에서, 프로세서는 복수의 정렬 벡터에 기반하여 서로에 대한 해당 특징을 등록하기 위한 변환, 예를 들어 아핀 변환 또는 보다 일반적인 호모그래피를 결정할 수 있다. 변환은 예를 들어 변환 클래스 중에서 해당 기능 쌍 사이의 거리를 최소화하는 변환을 선택하여 찾을 수 있다. 변환을 기반으로, 프로세서는 제1 및/또는 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 변환하여 제1 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지와 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 서로 등록하거나 정렬할 수 있다. 일반적으로 이전 이미지는 새 이미지에 등록되도록 변환될 수 있다.
- [0177] 다른 실시예에서, 단계(325 및 329)는 생략될 수 있으며, 정렬 벡터는 제1 및 제2 스펙클 이미지를 기반으로 결정될 수 있다. 예를 들어, Pyramid Lucas-Kanade 알고리즘 또는 Farneback 알고리즘과 같은 고밀도 광학 흐름 알고리즘을 사용하여 정렬 벡터를 결정할 수 있다. 이러한 종류의 알고리즘은 일반적으로 제1 스펙클 이미지의 픽셀 이웃을 제2 스펙클 이미지의 일부 또는 전체와 합성하여 제1 스펙클 이미지의 각 픽셀에 대한 이웃을 제2 스펙클 이미지의 이웃과 일치시킨다. 이러한 방법은 또한 제1 및 제2 스펙클 이미지의 픽셀 이웃의 픽셀 값을 모델링하기 위한 다항식 확장을 결정하고, 확장 계수를 비교하고, 비교에 따라 정렬 벡터를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0178] 이런 식으로, 정렬 벡터는 예를 들어 개별 픽셀 또는 픽셀 그룹에 대해 스펙클 이미지의 픽셀 그룹의 픽셀 값을 기반으로 결정될 수 있다.
- [0179] 일부 실시예에서, 단계(330)는 생략될 수 있고, 변환은 예를 들어, 제1 이미지와 제2 이미지를 입력으로 받고 제1 이미지를 제2 이미지에 등록하거나, 대안적으로 제2 이미지를 제1 이미지에 등록하는 변환을 출력으로 제공하는 훈련된 신경망을 사용하여, 제1 스펙클 이미지의 픽셀 그룹의 픽셀 값과 제2 스펙클 이미지의 연관된 픽셀 그룹의 픽셀 값을 기반으로 결정될 수 있다.
- [0180] 그런 다음 프로세서는 등록된 제1 및 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 기반으로 결합된, 예를 들어 평균화된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산(336)할 수 있다. 결합된 이미지를 계산하는 단계는 가중 평균을 계산하는 단계를 포함할 수 있으며, 가중치는 바람직하게는 정규화된 양의 스펙클 콘트라스트, 스펙클 콘트라스트의 상대적 변화, 결정된 정렬 벡터 및/또는 결정된 변환과 관련된 매개변수를 기반으로 한다. 결합된 이미지를 계산하는 단계는 또한 하나 이상의 필터, 예를 들어 중간 필터 또는 이상치 필터를 적용하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0181] 도 3c는 일 실시예에 따른 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징에 대한 흐름도를 도시한다. 제1 단계(342)에서, 제1 원시 스펙클 이미지는 제1 시간 인스턴스 $t=t_1$ 에서 획득될 수 있다. 제1 광원은 제1 파장의 코히어런트 광으로 대상 영역을 조명할 수 있고 제1 이미지 센서는 제1 파장을 기반으로 제1 원시 스펙클 이미지를 캡처할 수 있다. 제1 원시 스펙클 이미지를 기반으로, 제1 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지가 계산(344)될

수 있다. 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지는 단계(304)를 참조하여 위에서 설명한 대로 결정될 수 있다.

- [0182] 다음 단계(343)에서, 제1 스펙클 이미지와 연관된 제1 보정 이미지가 제1 시간 인스턴스 $t=t_1$ 에서 획득될 수 있다. 제1 보정 이미지는 픽셀 값과 픽셀 좌표를 갖는 픽셀을 포함할 수 있으며, 픽셀 좌표는 이미지에서 픽셀의 위치를 식별한다. 제1 보정 이미지는 바람직하게 제1 원시 스펙클 이미지와 동시에 획득되지만, 대체 실시예에서, 제1 보정 이미지는 예를 들어 제1 원시 스펙클 이미지 전 또는 후에 획득될 수 있다.
- [0183] 제2 광원은 제1 파장과 다른 적어도 제2 파장의 광으로 대상 영역을 조명할 수 있고 제2 이미지 센서는 적어도 제2 파장을 기반으로 제1 보정 이미지를 캡처할 수 있다. 제2 광원은 코히어런트 광 또는 비코히어런트 광을 사용할 수 있다. 제2 광원은 단색광 또는 다색광, 예를 들어 백색광을 생성할 수 있다. 제2 이미지 센서는 제1 이미지 센서와 동일한 센서이거나 다른 센서일 수 있다.
- [0184] 도 3a를 참조하여 상술된 실시예에서, 제2 파장은 제1 파장과 동일하고, 제1 보정 이미지는 제1 원시 스펙클 이미지와 동일한 이미지이다.
- [0185] 다음 단계(345)에서, 프로세서는 제1 보정 이미지에서 제1 복수의 제1 특징을 결정할 수 있다. 특징 감지와 관련된 단계는 도 5-6을 참조하여 더 자세히 설명된다.
- [0186] 단계(346-349)는 각각 제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서 실행되는 단계(342-345)와 유사하다. 따라서 제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서 제2 원시 스펙클 이미지를 획득(346)될 수 있다. 제1 광원은 제1 파장의 코히어런트 광으로 대상 영역을 조명할 수 있고 제1 이미지 센서는 제1 파장을 기반으로 제2 원시 스펙클 이미지를 캡처할 수 있다. 제2 원시 스펙클 이미지를 기반으로 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산(348)할 수 있다.
- [0187] 다음 단계(345)에서, 제2 원시 스펙클 이미지와 연관된 제2 보정 이미지는 제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서 획득될 수 있다. 제2 광원은 적어도 제2 파장의 광으로 대상 영역을 조명할 수 있고, 제2 이미지 센서는 적어도 제2 파장을 기반으로 제2 보정 이미지를 캡처할 수 있다.
- [0188] 다음 단계(349)에서, 프로세서는 제2 보정 이미지에서 제2 복수의 제2 특징을 결정할 수 있다. 제2 복수의 제2 특징의 적어도 일부는 제1 복수의 제1 특징의 적어도 일부에 대응해야 한다. 일반적으로 일반적인 응용 프로그램에서 대상 영역은 $t=t_1$ 과 $t=t_2$ 사이에서 크게 변하지 않기 때문에, 제2 보정 이미지는 제1 보정 이미지와 유사하다. 따라서 결정적 알고리즘을 사용하여 특징을 감지하는 경우, 이미지에서 감지된 특징이 이미징된 대상에서 동일하거나 실질적으로 동일한 해부학적 특징을 나타낸다는 의미에서, 제2 보정 이미지에서 감지된 대부분의 특징은 일반적으로 제1 보정 이미지에서 감지된 특징과 일치한다. 따라서 복수의 제2 특징이 복수의 제1 특징과 연관될 수 있다.
- [0189] 다음 단계(350)에서, 프로세서는 제1 특징과 해당 제2 특징을 기반으로 복수의 정렬 벡터를 결정할 수 있으며, 정렬 벡터는 이미지에 대한 특징의 변위를 설명한다. 예를 들어, 프로세서는 하나의 제1 특징과 하나의 제2 특징을 포함하는 특징의 쌍을 결정하고, 제1 보정 이미지에 대한 제1 특징의 제1 위치를 결정하고, 제2 보정 이미지에 대한 제2 특징의 제2 위치를 결정하고, 제1 위치와 제2 위치 사이의 차이를 결정할 수 있다. 일반적으로, 해당 특징의 쌍은 동일한 해부학적 특징을 나타내는 제1 특징과 연관된 제2 특징의 쌍일 수 있다.
- [0190] 다음 단계(352)에서, 프로세서는 복수의 정렬 벡터에 따라 서로 대응하는 특징을 등록하기 위한 정렬 변환, 예를 들어 아핀 변환 또는 보다 일반적인 호모그래피를 결정할 수 있다. 정렬 변환은 예를 들어, 변환 클래스에서 대응하는 특징 쌍 사이의 거리를 최소화하는 변환을 선택하여 찾을 수 있다. 정렬 변환에 따라, 프로세서는 제1 및/또는 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 변환하여, 제1 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지와 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 서로 등록하거나 정렬(354)할 수 있다. 일반적으로 이전 이미지는 새 이미지로 등록되도록 변환될 수 있다. 하나 이상의 이미지 센서가 있는 실시예에서, 보정 이미지에 따라 결정된 등록 매개 변수는 하나 이상의 이미지 센서의 시야 간의 차이를 고려하도록 조정될 수 있다.
- [0191] 다른 실시예에서, 단계(345 및 349)는 생략될 수 있고, 정렬 벡터는 제1 및 제2 보정 이미지에 따라 결정될 수 있다. 예를 들어, Pyramid Lucas-Kanade 알고리즘이나 Farneback 알고리즘과 같은 고밀도 광학 흐름 알고리즘을 사용하여 정렬 벡터를 결정할 수 있다. 이러한 종류의 알고리즘은 일반적으로 제1 보정 이미지의 픽셀 이웃을 제2 보정 이미지의 일부 또는 전체와 합성하여 제1 보정 이미지의 각 픽셀에 대한 이웃을 제2 보정 이미지의 이웃과 일치시킨다. 이러한 방법은 또한 제1 및 제2 보정 이미지의 픽셀 이웃에서 픽셀 값을 모델링하기 위한 방향식 확장을 결정하고, 확장 계수를 비교하고, 비교에 따라 정렬 벡터를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

- [0192] 이런 방식으로, 예를 들어 개별 픽셀 또는 픽셀 그룹에 대한 정렬 벡터는 제1 보정 이미지의 픽셀 그룹 내 픽셀 값과 제2 보정 이미지의 연관된 픽셀 그룹에 기초하여 결정될 수 있다.
- [0193] 일부 실시예에서, 단계(350)는 생략될 수 있으며, 정렬 변환은 예를 들어, 제1 이미지와 제2 이미지를 입력으로 받고 제1 이미지를 제2 이미지로 등록하거나, 대안적으로 제2 이미지를 제1 이미지로 등록하는 변환을 출력으로 제공하는 훈련된 신경망을 사용하여, 제1 보정 이미지의 픽셀 그룹의 픽셀 값과 제2 보정 이미지의 연관된 픽셀 그룹의 픽셀 값에 따라 결정될 수 있다.
- [0194] 그런 다음 프로세서는 위에서 단계(316)를 참조하여 상술된 바와 같이, 등록된 제1 및 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 기반으로 결합된, 예를 들어 평균화된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산(356)할 수 있다.
- [0195] 다른 실시예에서, 단계들은 다른 순서로 수행될 수 있다. 예를 들어, 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지는 원시 스펙클 이미지가 등록된 후에 계산될 수 있다. 이런 방식으로, 시간적 또는 시공간적 스펙클 콘트라스트 이미지가 계산될 수 있다. 그러나, 변환이 이동 및 회전보다 더 일반적이면(예를 들어, 크기 조정 또는 전단 포함), 변환은 스펙클 패턴을 왜곡하여 노이즈 소스를 도입할 수 있다. 이는 특히 두 개 이상의 카메라가 있는 실시예에서 그렇다. 일부 실시예에서, 단일 레이저 콘트라스트 원시 스펙클 이미지는 결합된, 예를 들어 평균화된 원시 스펙클 이미지에 따라 계산될 수 있다. 이 경우, 이미지는 바람직하게는 서브 픽셀 정확도로 등록된다.
- [0196] 도 3d는 실시예에 따른 움직임 보상 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징에 대한 흐름도를 도시한다. 제1 단계(362)에서, 제1 원시 스펙클 이미지는 제1 시간 인스턴스 $t=t_1$ 에서 획득될 수 있으며, 제1 원시 스펙클 이미지를 기반으로 제1 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지가 계산(364)될 수 있다.
- [0197] 다음 단계(365)에서, 프로세서는 제1 원시 스펙클 이미지 또는 제1 스펙클 콘트라스트 이미지, 예를 들어 푸리에 변환, 맬린 변환 또는 대수-극좌표 변환을 기반으로 제1 변환된 이미지를 결정할 수 있다. 이미지 변환과 관련된 단계는 도 5c-f를 참조하여 아래에서 더 자세히 설명한다.
- [0198] 단계(366~369)는 각각 제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서 실행되는 단계(362~365)와 유사하다. 따라서 제2 원시 스펙클 이미지가 제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서 획득(366)될 수 있다. 광원은 미리 정해진 파장의 코히어런트 광으로 대상 영역을 조명할 수 있고 이미지 센서는 미리 정해진 파장을 기반으로 제2 원시 스펙클 이미지를 캡처할 수 있다. 제2 원시 스펙클 이미지를 기반으로 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산(368)할 수 있다. 제2 변환된 이미지는 단계(365)와 동일한 변환을 사용하여 제2 스펙클 이미지를 기반으로 결정(369)될 수 있다.
- [0199] 다음 단계(370)에서, 프로세서는 제1 및 제2 스펙클 이미지, 제1 및 제2 스펙클 이미지와 연관된 이미지 및/또는 제1 및 제2 스펙클 이미지의 변환을 기반으로 등록 매개변수를 결정할 수 있다. 등록 매개변수는 제1 및 제2 스펙클 이미지 간의 기하학적 관계를 설명하여 제1 및 제2 스펙클 이미지를 서로 정렬할 수 있도록 한다. 예를 들어, 등록 매개변수는 실제 또는 변환된 공간에서 하나 이상의 픽셀의 변위를 설명하는 정렬 벡터를 포함할 수 있다.
- [0200] 다음 단계(372)에서, 프로세서는 등록 매개변수를 기반으로 제1 및 제2 스펙클 이미지를 서로 등록하거나 정렬하기 위한 정렬 변환, 예를 들어 아핀 변환 또는 보다 일반적인 호모그래피를 결정할 수 있다. 정렬 변환을 기반으로 프로세서는 제1 및/또는 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 변환하여 제1 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지와 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 서로 등록하거나 정렬할 수 있다. 일반적으로 이전 이미지는 최신 이미지로 등록되거나 이것과 정렬되도록 변환될 수 있다.
- [0201] 그런 다음에 프로세서는 등록된 제1 및 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 기반으로 결합된, 예를 들어 평균화된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산(376)할 수 있다. 결합된 이미지를 계산하는 단계는 가중 평균을 계산하는 단계를 포함할 수 있으며, 가중치는 바람직하게는 정규화된 양의 스펙클 콘트라스트, 스펙클 콘트라스트의 상대적 변화, 결정된 정렬 벡터 및/또는 결정된 변환과 관련된 매개변수를 기반으로 한다. 결합된 이미지를 계산하는 단계는 또한 하나 이상의 필터, 예를 들어 중간 필터 또는 이상치 필터를 적용하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0202] 도 3a-d를 참조하여 위에서 설명한 예는 결합될 수 있다. 예를 들어, 등록 매개변수는 이동 매개변수, 회전 매개변수 및 크기 조정 매개변수를 포함할 수 있으며, 여기서 이동 매개변수는 템플릿 매칭을 사용하여 스펙클 이미지를 기반으로 결정되는 반면, 회전 매개변수 및 크기 조정 매개변수는 대수-극좌표 이미지의 교차 상관을 사

용하여 변환된 이미지를 기반으로 결정된다.

- [0203] 도 4a는 실시예에 따른 움직임 보상 스펙클 콘트라스트 이미징 방법에 대한 흐름도를 도시한다. 제1 단계(402)에서, 상기 방법은 대상 영역을 미리 정해진 파장의 코히어런트 광에 노출시키는 단계를 포함할 수 있다. 바람직하게는, 대상 영역은 생체 조직, 예를 들어 피부, 화상 또는 내장과 같은 내부 장기 또는 뇌 조직을 포함한다. 바람직하게는, 생체 조직은 관류되고 및/또는 혈관 및/또는 림프관을 포함한다. 미리 정해진 파장은 가시 스펙트럼의 파장, 예를 들어 가시 스펙트럼의 적색, 녹색 또는 청색 부분일 수 있거나, 또는 미리 정해진 파장은 스펙트럼의 적외선 부분, 바람직하게는 근적외선 부분의 파장일 수 있다.
- [0204] 다음 단계(404)에서, 상기 방법은 예를 들어 이미지 센서에 의해 적어도 하나의 이미지 시퀀스를 캡처하는 단계를 포함할 수 있으며, 적어도 하나의 이미지 시퀀스는 (원시) 스펙클 이미지를 포함하고, (원시) 스펙클 이미지는 제1 광으로 노출되는 동안 캡처된다.
- [0205] 각 원시 스펙클 이미지는 픽셀을 포함할 수 있으며, 픽셀은 픽셀 좌표로 정의되고 픽셀 값을 갖는다. 픽셀 좌표는 이미지에 대한 픽셀의 위치를 정의할 수 있으며, 일반적으로 이미지 센서의 센서 요소와 연관된다. 픽셀 값은 광도를 나타낼 수 있다.
- [0206] 이미지 센서는 2D 이미지 센서, 예를 들어 CCD, 예를 들어 단색 카메라 또는 컬러 카메라를 포함할 수 있다. 이미지 시퀀스의 이미지는 비디오 스트림의 프레임이거나 다중 프레임 스냅샷의 프레임일 수 있다.
- [0207] 다음 단계(406)에서, 상기 방법은 또한 스펙클 이미지를 서로 등록하기 위한 이미지 등록 알고리즘의 하나 이상의 등록 매개변수를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 원칙적으로, 등록 매개변수는 예를 들어, 도 5a-f 및 6a-d를 참조하여 아래 설명되는 바와 같이 적합한 방식으로 결정될 수 있다.
- [0208] 예를 들어, 등록 매개변수는 적어도 하나의 이미지 시퀀스의 복수의 이미지에서 픽셀 그룹의 픽셀 값의 유사성 척도에 기반할 수 있으며, 복수의 이미지에서 이미지는 스펙클 이미지에서 선택된다. 또는 복수의 이미지에서 이미지는 원시 스펙클 이미지와 연관된 원시 스펙클 이미지 이외의 다른 이미지를 포함할 수 있다. 등록 매개변수는 바람직하게는 호모그래피, 사영 변환 또는 아핀 변환 그룹에서 하나 이상의 변환을 정의한다.
- [0209] 픽셀 그룹을 기반으로 하는 등록 매개변수의 결정은 단계(416)를 참조하여 아래에서 더 자세히 설명하며, 이 실시예에서 (원시) 스펙클 이미지가 보정 이미지로 사용된다는 점을 이해한다.
- [0210] 상기 방법은 또한 단계(408) 또는 단계(410)를 사용하여 제1 스펙클 이미지 시퀀스의 적어도 일부와 하나 이상의 결정된 등록 매개변수를 기반으로 결합된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0211] 단계(408)에서, 상기 방법은 또한 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘을 기반으로 스펙클 이미지를 등록하여 등록된 스펙클 이미지를 결정하고, 등록된 스펙클 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다. 이러한 실시예에서, 알고리즘은 먼저 결정된 변환을 사용하여 원시 스펙클 이미지 시퀀스를 등록한 다음, 스펙클 콘트라스트 이미지 시퀀스를 계산한 다음 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결합할 수 있다.
- [0212] 대안적인 단계(410)에서, 상기 방법은 또한 스펙클 이미지에 기반하여 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계, 하나 이상의 등록 매개변수와 이미지 등록 알고리즘에 기반하여 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록하여 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계, 및 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 즉, 알고리즘은 먼저 스펙클 콘트라스트 이미지 시퀀스를 계산하고, 다음에 결정된 변환을 사용하여 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록하고, 다음에 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결합할 수 있다.
- [0213] 추가적인 대안은 단계(418 및 420)을 참조하여 아래에서 논의된다.
- [0214] 도 4b는 일 실시예에 따른 움직임 보상된 스펙클 콘트라스트 이미징 방법에 대한 흐름도를 도시한다. 제1 단계(412)에서, 상기 방법은 대상 영역을 제1 파장의 코히어런트 제1 광과, 바람직하게 적어도 제1 파장과 부분적으로 다른, 하나 이상의 제2 파장의 제2 광에 교대로 또는 동시에 노출시키는 단계를 포함할 수 있다. 제2 광은 예를 들어 제2 파장의 코히어런트 광, 협대역 광 또는 가시광선 스펙트럼의 복수의 제2 파장을 포함하는 광, 예를 들어 백색광일 수 있다. 바람직하게는 대상 영역은 생체 조직, 예를 들어 피부, 화상 또는 내장과 같은 내부 장기 또는 뇌 조직을 포함한다. 바람직하게는 생체 조직은 관류되고/되거나 혈관 및/또는 림프관을 포함한다.

- [0215] 다음 단계(414)에서, 상기 방법은 예를 들어 서로 고정된 관계를 갖는 하나 이상의 이미지 센서를 갖는 이미지 센서 시스템에 의해, 제1 광으로 노출되는 동안 제1(원시) 스펙클 이미지 시퀀스와 제2 광으로 노출되는 동안 제2(보정) 이미지 시퀀스를 캡처하는 단계를 포함할 수 있다. 제1 스펙클 이미지 시퀀스의 스펙클 이미지는 제2 이미지 시퀀스의 이미지와 연관될 수 있다.
- [0216] 동시 노출 및 획득의 경우, 각 제2 이미지는 동시에 획득된 제1 스펙클 이미지와 연관될 수 있다. 제2 이미지가 제1 스펙클 이미지와 동일한 이미지인 실시예에서, 각 이미지는 그 자체와 연관된 것으로 간주될 수 있으며, 이미지는 알고리즘에서의 기능(예를 들어, 등록 매개변수 결정 또는 관류 정보 제공)에 따라 제1 스펙클 이미지 또는 제2 이미지로 지칭될 수 있다.
- [0217] 교대 획득의 경우, 제1 스펙클 이미지는 예를 들어 제1 스펙클 이미지 바로 앞이나 뒤에 획득된 제2 이미지 또는 둘 다와 연관될 수 있다. 제1 스펙클 이미지가 제2 이미지보다 더 높은 속도로 획득되는 경우, 여러 제1 스펙클 이미지가 단일 제2 이미지와 연관될 수 있다.
- [0218] 따라서 대상 영역의 제1 원시 스펙클 이미지 시퀀스와 대상 영역의 보정 이미지 시퀀스가 획득될 수 있으며, 각 보정 이미지는 하나 이상의 제1 원시 스펙클 이미지와 연관된다. 각 보정 이미지는 픽셀을 포함할 수 있으며, 픽셀은 픽셀 좌표로 정의되고 픽셀 값을 갖는다. 픽셀 좌표는 이미지에 대한 픽셀의 위치를 정의할 수 있으며, 일반적으로 이미지 센서의 센서 요소와 연관된다. 픽셀 값은 광도를 나타낼 수 있다.
- [0219] 이미지 센서 시스템은 하나 이상의 2D 이미지 센서, 예를 들어 CCD를 포함할 수 있다. 제1 원시 스펙클 이미지와 보정 이미지는 하나 이상의 이미지 센서, 예를 들어 회색조 카메라 또는 컬러(RGB) 카메라를 사용하여 획득할 수 있다. 이미지 시퀀스의 이미지는 예를 들어, 비디오 스트림의 프레임 또는 다중 프레임 스냅샷일 수 있다.
- [0220] 다음 단계(416)에서, 상기 방법은 또한 제1 스펙클 이미지와 연관된 제2 이미지 시퀀스의 적어도 일부에서 픽셀 그룹의 픽셀 값의 유사성 척도를 기반으로 제1 스펙클 이미지 시퀀스의 적어도 일부를 등록하기 위한 등록 알고리즘의 하나 이상의 등록 매개변수를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 등록 매개변수는 바람직하게는 호모그래피, 사영 변환 또는 아핀 변환의 그룹에서 하나 이상의 변환을 정의한다.
- [0221] 등록 매개변수를 결정하는 단계는 보정 이미지 시퀀스의 적어도 일부에서 제1 보정 이미지를 선택하고 제1 보정 이미지에서 복수의 제1 픽셀 그룹을 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 제1 보정 이미지는 참조 보정 이미지일 수 있다. 실시예에서, 제1 보정 이미지는 제1 이미지일 수 있다. 예를 들어, 사용자의 입력에 따라 단일 출력 이미지가 생성될 때이다. 다른 실시예에서, 제1 보정 이미지는 가장 최근의 보정 이미지일 수 있다. 예를 들어, 연속적인 출력 이미지 스트림이 생성될 때이다.
- [0222] 제1 픽셀 그룹은 제1 보정 이미지의 특징, 예를 들어 모서리 또는 모서리와 연관될 수 있다. 바람직하게는 특징은 물리적 또는 해부학적 특징, 예를 들어 혈관 또는 더 구체적으로 혈관의 날카로운 모서리 또는 분기점과 연관된다. 과다 노출된 이미지 부분 또는 스펙클의 모서리와 같이 물리적 특징과 관련이 없는 이미지 특징은 큰 프레임 간 변화를 표시할 수 있으므로 이미지를 등록하는 데 덜 유용할 수 있다. 특징은 미리 결정된 특징, 예를 들어 강도 차이가 큰 모서리 또는 영역과 같은 특징 클래스에 속하는 특징일 수 있다. 특징은 예를 들어 폼 질 메트릭, 특징 간의 상호 거리에 대한 제한 등에 의해 추가로 결정될 수 있다.
- [0223] 대안적으로, 픽셀 그룹은 제1 보정 이미지의 영역, 예를 들어 미리 결정된 픽셀 세트의 이웃과 연관될 수 있다. 따라서, 픽셀 그룹은 예를 들어, 이미지의 모든 픽셀, 미리 정해진 위치, 예를 들어, 이미지 중앙에 있는 픽셀의 연속 영역이나, 이미지 전체에 균등하게 분포된 픽셀 선택을 포함할 수 있다.
- [0224] 등록 매개변수를 결정하는 단계는 또한 제1 보정 이미지와 다른 하나 이상의 제2 보정 이미지를 선택하는 단계를 포함할 수 있다. 선택된 하나 이상의 제2 보정 이미지 각각에 대해, 복수의 제2 픽셀 그룹을 결정할 수 있다. 제2 픽셀 그룹은 제2 보정 이미지의 특징과 연관될 수 있다. 특징 기반(이미지) 등록이 사용되는 경우, 예를 들어 최소 광학 흐름 알고리즘을 사용하는 경우, 바람직하게는 동일한 알고리즘을 사용하여 제1 픽셀 그룹과 제2 픽셀 그룹을 결정한다.
- [0225] 제1 픽셀 그룹이 픽셀 좌표에 따라 결정되는 경우, 제2 픽셀 그룹은 제1 픽셀 그룹을 제2 보정 이미지와 합성 또는 교차 상관시키고, 예를 들어 적절한 유사도 메트릭에 따라 제1 픽셀 그룹과 가장 유사한 픽셀 그룹을 선택하여 결정될 수 있다. 합성은 예를 들어 제1 픽셀 그룹의 위치에 가까운 일치하는 제2 픽셀 그룹만 검색하는 것으로, 공간에 제한될 수 있다. 대안하여 또는 추가적으로, 제2 픽셀 그룹은 예를 들어 해부학적으로 불가능한

조합을 방지하기 위해, 제1 픽셀 그룹의 상호 방향을 보존하도록 제한될 수 있다.

- [0226] 그런 다음 제2 픽셀 그룹은 적어도 픽셀 값의 유사성에 따라 제1 픽셀 그룹과 연관될 수 있다. 제2 픽셀 그룹이 제1 픽셀 그룹과 일치 또는 합성에 의해 결정되는 실시예에서, 이러한 연관은 제2 픽셀 그룹을 결정하는 일부로 수행될 수 있다. 특징 기반 등록이 사용되는 경우, 제2 픽셀 그룹은 제2 픽셀 그룹과 연관된 특징과 제1 픽셀 그룹과 연관된 특징의 유사성에 따라 제1 픽셀 그룹과 연관될 수 있다.
- [0227] 제2 보정 이미지와 제1 보정 이미지를 등록하고, 따라서 연관된 제1 스펙클 이미지 또는 파생된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록하기 위한 변환은, 연관된 제1 및 제2 픽셀 그룹의 픽셀의 픽셀 좌표를 기반으로 결정될 수 있다. 변환을 결정하는 단계는 대상 영역에 대한 이미지 센서 시스템의 3D 동작을 결정하는 단계를 포함할 수 있거나, 이 3D 동작이 획득된 이미지에 미치는 영향에 의해 알려질 수 있다.
- [0228] 중간 단계로, 정렬 벡터는 제1 및 연관된 제2 픽셀 그룹의 위치, 예를 들어 제1 및 제2 보정 이미지의 특징 위치를 기반으로 결정될 수 있다. 정렬 벡터는 이미지 센서 또는 이미지 캡처링 장치에 대한 대상 영역의 동작을 나타낼 수 있다. 일부 실시예에서, 하나 이상의 결정된 객체 특징의 이웃은 정렬 벡터 및/또는 변환을 결정하는데 사용될 수 있다.
- [0229] 정렬 벡터의 결정 및/또는 변환의 결정은 적절한 회소 또는 고밀도 광학 흐름 알고리즘을 사용하여 결정된 광학 흐름 매개변수를 기반으로 할 수 있다. 정렬 벡터를 결정하는 단계는 대응하거나 일치하는 특징의 쌍을 결정하는 단계를 포함할 수 있으며, 특징 쌍의 한 특징은 제1 시간 인스턴스와 연관된 보정 이미지에서 결정되고, 특징 쌍의 다른 특징은 후속 시간 인스턴스와 연관된 보정 이미지 시퀀스의 후속 보정 이미지에서 결정된다.
- [0230] 등록 매개변수와 선택적으로 특징을 결정하는 방법은 도 5 및 6을 참조하여 아래에서 더 자세히 설명한다.
- [0231] 상기 방법은 또한 단계(418) 또는 단계(420)를 사용하여 제1 스펙클 이미지 시퀀스의 적어도 일부와 하나 이상의 결정된 등록 매개변수를 기반으로 결합된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0232] 단계(418)에서, 이 방법은 또한 하나 이상의 등록 매개변수와 등록 알고리즘을 기반으로 제1 스펙클 이미지 시퀀스의 적어도 일부를 등록하여 등록된 제1 스펙클 이미지를 결정하는 단계, 및 등록된 제1 스펙클 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다. 이러한 실시예에서, 알고리즘은 먼저 결정된 변환을 사용하여 원시 스펙클 이미지 시퀀스를 등록한 다음, 스펙클 콘트라스트 이미지 시퀀스를 계산한 다음, 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결합할 수 있다.
- [0233] 대안적인 단계(420)에서, 이 방법은 또한 제1 스펙클 이미지 시퀀스의 적어도 일부를 기반으로 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계, 및 하나 이상의 등록 매개변수와 등록 알고리즘을 기반으로 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록하여 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계, 및 등록된 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 다시 말해, 알고리즘은 먼저 스펙클 콘트라스트 이미지 시퀀스를 계산한 다음, 결정된 변환을 사용하여 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록한 다음, 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결합할 수 있다.
- [0234] 또 다른 대안에서, 결합된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계는 제1 원시 스펙클 이미지와 결정된 변환을 기반으로 등록된 제1 원시 스펙클 이미지의 시퀀스를 결정하는 단계, 등록된 제1 원시 스펙클 이미지 시퀀스의 두 개 이상의 등록된 제1 원시 스펙클 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계, 및 결합된 원시 스펙클 이미지를 기반으로 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 이러한 실시예에서, 알고리즘은 먼저 결정된 변환을 사용하여 원시 스펙클 이미지의 시퀀스를 등록한 다음, 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결합한 다음, 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산할 수 있다.
- [0235] 더욱 또 다른 대안에서, 스펙클 콘트라스트의 결합 및 계산은 예를 들어, 등록된 제1 원시 스펙클 이미지의 시퀀스를 기반으로 시간적 또는 시공간적 스펙클 콘트라스트를 계산하는 것으로, 단일 단계일 수 있다.
- [0236] 원시 스펙클 이미지 또는 스펙클 콘트라스트 이미지를 결합하는 단계는 평균화, 가중 평균화, 예를 들어 중간값 필터로 필터링하는 단계 등을 포함할 수 있다. 가중 평균화에 대한 가중치는 예를 들어 스펙클 콘트라스트에서 파생된 양, 등록 매개변수에서 파생된 양 또는 정렬 벡터에서 파생된 양을 기반으로 할 수 있다. 원시 스펙클 이미지 또는 스펙클 콘트라스트 이미지를 결합하는 방법은 도 9a를 참조하여 아래에서 더 자세히 설명한다.
- [0237] 도 4c는 실시예에 따른 움직임 보상 스펙클 콘트라스트 이미징 방법에 대한 흐름도를 도시한다. 단계(422 및

424)는 각각 단계(402 및 404) 또는 단계(412 및 414)와 유사할 수 있다.

- [0238] 다음 단계(425)에서, 이 방법은 또한 제1 스펙클 이미지 및/또는 제1 스펙클 이미지와 연관된 이미지(예를 들어, 제2 조명으로 노출하는 동안 캡처된 이미지)를 변환하여 변환된 이미지를 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다. 변환된 이미지는 예를 들어 푸리에 변환, 펄스 변환 및/또는 대수-극좌표 변환을 사용하여 얻을 수 있다.
- [0239] 다음 단계(426)에서, 상기 방법은 또한 변환된 이미지를 기반으로 스펙클 이미지를 서로 등록하기 위한 이미지 등록 알고리즘의 하나 이상의 등록 매개변수를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 아래에 도 5d-f 및 6을 참조하여 예를 설명한다.
- [0240] 상기 방법은 또한 단계(428) 또는 단계(430)를 사용하여 제1 스펙클 이미지 시퀀스의 적어도 일부와 하나 이상의 결정된 등록 매개변수를 기반으로 결합된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 이러한 단계는 위에서 설명한 단계(408 및 410), 단계(418 및 420)와 각각 유사하다.
- [0241] 도 5a는 실시예에 따른 등록 매개변수를 결정하는 방법을 도시한다. 제1 복수의 제1 특징(506_{1-3})은 제1 시간 인스턴스 $t=t_1$ 에서 획득된 제1 보정 이미지(502)에서 결정될 수 있다. 복수의 제1 특징 각각은 제1 보정 이미지의 픽셀 그룹과 연관될 수 있다. 바람직하게, 제1 특징은 해부학적 구조, 예를 들어 혈관(504_{1-2}), 또는 후속 프레임 사이에서 움직이지 않는다고 가정할 수 있는 다른 안정된 특징과 관련이 있다. 따라서 제1 수정 이미지는 이러한 해부학적 구조를 명확하게 보이게 하는 광을 사용하여 바람직하게 획득된다. 예를 들어, 혈관에는 강하게 흡수되지만 대부분의 다른 조직에는 흡수되지 않는 녹색 광이 사용될 수 있다. 따라서 혈관은 밝은 환경에서 어두운 구조로 나타날 수 있어 시각적으로 뚜렷하게 구별된다. 그러나 다른 실시예에서는 하나 이상의 다른 파장의 광, 예를 들어 청색광 또는 백색광을 사용할 수 있다.
- [0242] 특징(506_{1-3})은 모든 적합한 특징 감지 알고리즘, 예를 들어, OpenCV 라이브러리의 goodFeaturesToTrack과 같은, Harris 감지기 또는 Shi-Tomasi 감지기를 기반으로 하는 특징 감지기를 사용하여 결정할 수 있다. 적합한 특징 감지기 및 설명자의 다른 예로는 가속화된 견고한 특징(SURF), 가속 세그먼트 테스트의 특징(FAST), 이진 견고한 독립 기본 특징(BRIEF) 및 ORB와 같은 이들의 조합이 있다. 다양한 적합한 알고리즘은 OpenCV와 같은 일반적으로 사용 가능한 이미지 처리 라이브러리에 구현되었다. 바람직하게, 애플리케이션에 따라 알고리즘은 실시간 이미지 처리를 허용할 만큼 충분히 빨라야 한다.
- [0243] 일반적으로, 날카로운 모서리(예를 들어, 특징 $506_{1,3}$)와 분기점(예를 들어, 특징 506_2)은 좋은 특징이다. 바람직하게는 결정적 특징 감지 알고리즘, 즉 동일한 이미지에서 동일한 특징을 감지하는 특징 감지 알고리즘을 사용한다. 바람직하게는, 특징은 이미지 영역의 큰 부분에 분포되어야 한다. 선택된 특징점 사이에 최소 거리를 요구함으로써 이미지에 대한 특징점의 양호한 분포를 얻을 수 있다. 일부 실시예에서, 예를 들어 BRIEF 또는 ORB의 구현에 따라, 특징에는 특징 속성을 식별하는 설명자가 할당되어 특징 구별 및 특징 매칭을 용이하게 할 수 있다.
- [0244] 최소 특징점 수는 변환 유형에 따라 달라진다; 예를 들어 아핀 변환은 자유도가 6인 반면 호모그래피는 자유도가 8이다. 따라서 제1 특징의 제1 다수는 적어도 5개의 특징, 바람직하게는 적어도 25개, 더 바람직하게는 적어도 250개, 훨씬 더 바람직하게는 적어도 1000개를 포함할 수 있다. 특징의 수는 이미지의 픽셀 수에 따라 달라질 수 있으며, 픽셀이 많은 이미지에는 더 많은 수의 특징이 사용된다. 일반적으로 특징의 수가 많을수록 무작위 오류가 평균화될 수 있으므로 변환이 더 정확해질 수 있다.
- [0245] 그러나 특징의 수가 제한될 수 있는 데에는 여러 가지 이유가 있다. 예를 들어, 미리 결정된 품질 지표(예를 들어, 로컬 콘트라스트의 크기 또는 모서리의 선명도)를 충족하는 특징의 수가 제한될 수 있다. 또한, 계산 시간은 특징의 수에 따라 증가하므로, 특징의 수는 실시간 이미지 등록을 허용하도록 제한될 수 있는데, 예를 들어 50fps 비디오 피드의 경우, 전체 알고리즘은 바람직하게는 프레임당 20ms 미만이 걸린다.
- [0246] 제2 픽셀 그룹과 연관된 제2 다수의 제2 특징(516_{1-3})은 제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서 획득된 제2 보정 이미지(512)에서 결정될 수 있다. 바람직하게, 제2 보정 이미지의 시야는 제1 보정 이미지의 시야와 실질적으로, 바람직하게는 절반 이상 겹쳐진다. 바람직하게는 제2 특징은 제1 특징과 동일한 해부학적 구조, 예를 들어 혈관(514_{1-2})와 관련이 있다. 바람직하게, 동일한 특징 감지 알고리즘을 사용하여 제1 및 제2 보정 이미지 모두에서 특징을 감지한다.
- [0247] 결정된 제1 및 제2 특징은 각각 제1 및 제2 수정 이미지에 대한 위치 정보를 포함할 수 있다. 이 예에서, 이는

비교 이미지(522)에 표시된다. 제1 다수의 제1 특징(506₁₋₃) 및 제2 다수의 제2 특징(516₁₋₃)을 기반으로, 다수의 정렬 벡터(524₁₋₂)가 결정될 수 있으며, 정렬 벡터는 이미지에 대한 특징의 변위를 설명한다. 중간 단계에서, 대응하는 특징의 쌍이 결정될 수 있는데, 예를 들어, 특징(506₁)은 특징(516₁)과 연관될 수 있고, 특징(506₂)는 특징(516₂)과 연관될 수 있으며, 특징(506₃)은 특징(516₃)과 연관될 수 있다. 대응하는 특징의 쌍은 예를 들어, 로컬 콘트라스트 또는 모서리의 선명도와 같은 특징 매개변수를 기반으로 결정되거나, 제1 및 제2 수정 이미지의 특징 간 거리를 기반으로 결정될 수 있다. 일부 실시예에서, 제1 보정 이미지의 모든 특징이 제2 보정 이미지의 특징과 페어링될 수 있는 것은 아니다. 일부 실시예에서, 정렬 벡터(524₁₋₃)을 결정하고 해당 특징의 쌍을 결정하는 단계는 단일 단계로 수행될 수 있다.

[0248] 예를 들어, 특징 간에 최소 거리가 부과되고 변위가 최소 거리보다 작다고 가정하는 경우, 각각 제1 및 제2 특징에 의해 형성된 포인트 클라우드 간의 거리를 최소화하는 알고리즘은 각 해당 특징 쌍에 대한 해당 특징 및 정렬 벡터의 쌍을 암묵적으로 결정할 수 있다. 일반적인 실시예에서, 일반적인 프레임 간 변위는 단지 몇 픽셀이다. 일 실시예에서, 복수의 정렬 벡터는 잠재적 이상치, 예를 들어 근처 특징에서 시작된 정렬 벡터에서 미리 정해진 양 이상 벗어나는 정렬 벡터를 제외하도록 필터링될 수 있다.

[0249] 다른 실시예에서, 정렬 벡터는 연관된 픽셀 그룹, 제1 및 제2 수정 이미지의 픽셀 값에 따라 결정될 수 있다. 도 3을 참조하여 상술된 바와 같이, 이러한 실시예에서는 특징 감지가 생략될 수 있다. 대신, 정렬 벡터는 예를 들어 Pyramid Lucas-Kanade 알고리즘 또는 Farneback 알고리즘과 같은 고밀도 광학 흐름 알고리즘을 사용하여 결정될 수 있다. 원칙적으로, 해당 픽셀 그룹의 픽셀 값에 따라 정렬 벡터를 결정하는 모든 방법이 이용될 수 있다.

[0250] 복수의 정렬 벡터(524₁₋₃)에 기초하여, 변환이 결정될 수 있다. 실시예에서, 변환은 평균 또는 중간 정렬 벡터 또는 복수의 정렬 벡터를 통계적으로 나타내는 다른 정렬 벡터에 의해 정의될 수 있다. 다른 실시예에서, 변환은 예를 들어 이동, 회전, 크기 조정 및 전단 변환을 결합하는 아핀 변환, 사영 변환 또는 호모그래피일 수 있다. 바람직하게는, 변환 이미지는 제1 보정 이미지의 특징을 제2 보정 이미지의 해당 특징으로 변환한다. 그런 다음 변환은 제1 원시 스펙클 이미지에 적용되어 제1 원시 스펙클 이미지를 제2 원시 스펙클 이미지로 등록할 수 있다.

[0251] 일 실시예에서, 제1 및 제2 보정 이미지는 특징을 결정하기 전에 사전 처리될 수 있다. 예를 들어, 과다 노출 및/또는 과소 노출 영역은 예를 들어, 도 1e를 참조하여 상술된 바와 같이, 픽셀 값을 기반으로 식별될 수 있다. 그런 다음, 이러한 영역은 마스크될 수 있으므로 해당 영역에서 특징이 감지되지 않을 수 있다. 마스크는 예를 들어, 식별된 영역을 미리 정해진 수의 픽셀로 확장하는 것으로, 과다 노출 또는 과소 노출 영역보다 약간 더 클 수 있다. 과다 노출 및/또는 과소 노출 영역을 마스크하면 과다 노출 영역의 가장자리 또는 모서리와 연관된 특징을 방지하므로 특징의 품질이 향상될 수 있다. 마스크가 아티팩트를 식별하도록 결정된 경우, 도 1e를 참조하여 상술된 바와 같이, 신뢰할 수 없는 특징이 감지되는 것을 방지하기 위해 특징 감지 전에 동일한 마스크가 적용될 수 있다.

[0252] 도 5b는 실시예에 따른 등록 매개변수를 결정하는 추가 방법을 도시한다. 이 방법은 때때로 템플릿 매칭이라고도 한다. 제1 영역(531)은 제1 시간 인스턴스 $t=t_1$ 에서 획득된 제1 이미지(530)에서 선택된다. 제1 이미지는 예를 들어, 원시 스펙클 이미지, 스펙클 콘트라스트 이미지 또는 보정 이미지일 수 있다. 제1 영역은 픽셀로 표현된 미리 정해진 크기를 가지며 픽셀 좌표의 미리 정해진 위치에서 선택된다. 제1 영역은 바람직하게는 제1 이미지의 중심 또는 그 근처에서 선택된다.

[0253] 제2 영역(533)은 제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서 획득된 제2 이미지(532)에서 선택된다. 제2 이미지는 일반적으로 제1 이미지와 동일한 종류의 이미지이고, 예를 들어, 둘 다 원시 스펙클 이미지일 수 있다. 제2 영역은 픽셀로 표현된 미리 정해진 크기를 갖고, 픽셀 좌표의 미리 정해진 위치에서 선택된다. 제2 영역은 일반적으로 제1 영역보다 작다. 크기 차이는 추정 또는 예상된 움직임의 양을 기준으로 선택될 수 있다. 제2 영역의 중심은 일반적으로 제1 영역의 중심과 일치한다. 바람직하게, 제2 영역은 제2 영역이 나타내는 이미징된(해부학적) 영역이 제1 영역이 나타내는 이미징된 영역에 포함될 확률이 높은 방식으로 제1 영역에 대해 선택된다. 각 이미지의 단일 영역은 전역 이동 등록 매개변수를 결정하기에 충분할 수 있다. 아래에서 도 6d를 참조하여 보다 자세히 설명하는 바와 같이, 예를 들어, 비전역적(즉, 지역 또는 국소적) 등록 매개변수를 결정하기 위해서, 복수의 제1 영역이 제1 이미지에서 선택될 수 있고, 대응하는 복수의 제2 영역이 제2 이미지에서 선택될 수 있다. 제1 및

제2 영역은 겹치거나 겹치지 않는 방식으로 선택될 수 있다.

[0254] 제1 및 제2 영역을 기반으로, 등록 매개변수가 결정될 수 있다. 이 예에서, 이는 비교 이미지(534)에 표시된다. 예를 들어, 제2 영역과 가장 유사한 제1 영역의 하위 영역을 결정할 수 있고; 이 단계를 매칭이라고도 한다. 정렬 벡터(535)와 같은 등록 매개변수는 제2 영역과 제1 영역의 하위 영역의 상대적 위치를 기반으로 결정될 수 있다. 매칭 방법은 예를 들어, 특징 기반, 강도 기반 또는 주파수 기반일 수 있다. 특징 기반 매칭의 예는 도 5a를 참조하여 설명되었고, 주파수 기반 매칭의 예는 이하 도 5c를 참조하여 설명된다. 강도 기반 매칭의 예는 제1 및 제2 영역의 교차 상관이다. 매칭 방법은 또한 예를 들어, 도 5d를 참조하여 후술되는 바와 같이 좌표 변환을 포함할 수 있다. 매칭 방법에 따라 등록 매개변수는 이동 매개변수, 회전 매개변수 및/또는 다른 매개변수를 포함할 수 있다.

[0255] 도 5c는 일 실시예에 따른 등록 매개변수를 결정하는 추가 방법을 도시한다. 도 5c는 위상 상관 관계라고도 알려진 주파수 기반 등록 알고리즘을 도시한다. 제1 시간 인스턴스 $t=t_1$ 에서 획득한 제1 이미지(540)는 제1 변환된 이미지(541)를 생성하는 변환을 사용하여 변환된다. 이 예에서, 이산 푸리에 변환이 사용된다. 마찬가지로, 제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서 획득한 제2 이미지(542)는 이산 푸리에 변환을 사용하여 변환되어 제2 변환된 이미지(543)를 생성한다. 제1 및 제2 변환된 이미지의 비교(544)에 따라, 등록 매개변수는 제1 및 제2 스펙클 이미지를 등록(556)하기 위해 결정될 수 있다.

[0256] 푸리에 변환에 기반한 이미지 등록은 주파수 기반 이미지 등록의 예이다. 이러한 방법은 일반적으로 해당 기술 분야에서 잘 알려져 있다. 변환된 이미지의 비교는 변환된 이미지의 교차 전력 스펙트럼의 계산을 포함할 수 있다. 교차 전력 스펙트럼의 계산은 변환된 이미지 중 하나의 복소수 곱셈을 결정하고 이를 변환된 이미지 중 다른 하나와 요소별로 곱하는 단계를 포함할 수 있다. 비교는 또한 교차 전력 스펙트럼의 (역) 푸리에 변환을 결정하고 예를 들어, $\arg\max$ 함수를 적용하여 결과 이미지에서 피크를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 보간을 사용하여 피크를 하위 픽셀 정확도로 결정할 수 있다. 피크의 위치는 정렬할 이미지의 이동에 해당한다. 도시된 예에서, 이미지(544)는 제1 및 제2 변환된 이미지의 교차 상관의 역 푸리에 변환을 나타내고, 오른쪽 상단 모서리와 피크(545) 사이의 벡터는 제2 이미지를 제1 이미지와 정렬하는 데 필요한 이동을 나타낸다.

[0257] 비교는 결과를 개선하기 위한 추가 계산을 포함할 수 있다. 예를 들어, 푸리에 변환을 적용하기 전에 2차원 헤닝(Hanning) 윈도우를 제1 및 제2 이미지에 적용할 수 있다. 또 다른 예로, 필터, 예를 들어 블러링 필터 또는 보간 필터를 변환된 이미지의 교차 상관의 역 푸리에 변환에 적용하여 피크 감지를 개선할 수 있다. 주파수 기반 이미지 등록을 개선하기 위한 다양한 다른 계산이 해당 기술 분야에 알려져 있다. 예를 들어, 노이즈의 영향을 줄이기 위해 고주파를 필터링할 수 있다. 반면에 고역 통과 필터는 이미지 경계로 인해 발생하는 이미지 아티팩트를 줄일 수 있다. 또한 해부학적 구조가 아닌 스펙클의 일치를 방지하기 위해서, 스펙클에 해당하는 주파수를 억제할 수 있다. 물론 모든 주파수를 억제하지 않도록 주의해야 하며, 특히 이미지 영역의 해부학적 구조가 비교적 강한 신호를 제공할 수 있는 주파수는 억제하지 않아야 한다. 이는 이미지화되는 조직 유형에 따라 달라질 수 있다.

[0258] 도 5d는 일 실시예에 따른 등록 매개변수를 결정하는 추가 방법을 도시한다. 이 예에서, 소위 대수-극좌표 변환이 사용된다. 대수-극좌표 변환은 일반적으로 이동을 결정하는 방법과 함께 적용되며, 여기에는 도 5a-c를 참조하여 상술된 방법 중 하나를 사용할 수 있다. 따라서 이는 이러한 방법 중 하나에 대한 사전 처리 단계로 간주될 수 있다. 제1 시간 인스턴스 $t=t_1$ 에서 획득한 제1 이미지(550)는 좌표 변환을 사용하여 변환되어 제1 변환된 이미지(551)가 생성된다. 변환된 이미지의 수평 축은 제1 이미지의 수평 축에 대한 각도 ϕ 를 나타내고, 변환된 이미지의 수직 축은 제1 이미지의 중심에서 (상대) 반경 거리 $\log(r)$ 의 대수를 나타낸다. r 은 무차원이어야 하므로, r 은 일반적으로 픽셀 단위로 표현되거나 $r_{\max}$ 에 상대적으로 표현되고, 여기서 $r_{\max}$ 는 원점(이 예에서는 대각선 중 하나)으로부터의 최대 거리를 나타낸다. 즉, 제1 이미지의 픽셀 좌표가 x 와 y (각각 수평 및 수직 축을 따라)로 표현되고 원점은 이미지 중앙에서 선택된 경우에, 다음과 같다:

[0259]
$$\phi = \arctan2(y, x) \quad x = \exp(r) \cos(\phi)$$

[0260]
$$r = \log(\sqrt{x^2 + y^2}) \quad y = \exp(r) \sin(\phi)$$

[0261] 여기서 $x>0$ 이면 $\arctan2(y, x) = \arctan(y/x)$ 이고, $x<0$ 이면 $\arctan2(y, x) = \arctan(y/x) + \text{sign}(y)*\pi$ 이고, $x=0$ 이면 $\arctan2(y, x) = \text{sign}(y)*\pi/2$ 이다. 다른 실시예에서는 다른 좌표 변환을 사용할 수 있다.

- [0262] 마찬가지로, 제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서 획득한 제2 이미지(552)는 동일한 좌표 변환을 사용하여 변환되어 제2 변환된 이미지(553)가 생성된다. 묘사된 예에서, 완전한 제1 및 제2 스펙클 이미지가 변환되었다. 다른 실시예에서는 제1 및 제2 스펙클 이미지의 하나 이상의 영역만 변환된다. 일반적으로 적어도 하나의 영역은 이미지의 중심을 포함한다.
- [0263] 제1 및 제2 변환된 이미지의 비교(554)에 기초하여, 변환된 좌표계(이 경우, 대수-극좌표계)의 변위 또는 이동이 결정될 수 있다. 변위는 임의의 적절한 방법, 예를 들어, 도 5a-c를 참조하여 위에서 설명한 방법 중 하나를 사용하여 결정될 수 있다. 결정된 변위에 기초하여, 등록 매개변수는 제1 및/또는 제2 스펙클 이미지를 서로 등록하기 위해 결정될 수 있다(556). 도시된 예에서, 제2 이미지는 회전 및 크기 조정 외에도 작은 이동을 거쳤으며, 결과적으로 작은 r 의 경우(이미지의 하단 부분), 이동(따라서 회전)이 실제보다 훨씬 더 크게 보인다. 큰 r 의 경우(이미지의 상단 부분), r 의 모든 값에 대한 데이터가 없다. 따라서 r 값의 제한 범위만 사용하는 것이 유리할 수 있다.
- [0264] 대수-극좌표 변환을 사용하는 장점은 변환된 이미지의 수평 이동(555)이 변환되지 않은 이미지의 회전(557)에 해당하고, 변환된 이미지의 수직 이동이 변환되지 않은 이미지의 크기 조정에 해당한다는 것이다. 따라서 회전 및 크기 조정은 비교적 간단한 방식으로, 특히 전역 크기 조정 및 회전에 의해 결정될 수 있다. 이 방법에서는 비교적 큰 이미지 영역을 사용하여 (전역) 크기 조정 및 회전 등록 매개변수를 결정하므로 상대적으로 많은 양의 이미지 데이터를 사용할 수 있으며, 이는 결정된 등록 매개변수에 대한 노이즈의 영향을 줄일 수 있다.
- [0265] 예를 들어, 도 5b-d를 참조하여 설명한 바와 같이 비특징 기반 방법을 사용하면, 일반적으로 도 5a를 참조하여 설명한 바와 같이 특징 기반 방법을 사용하여 수행할 수 있는 것처럼 복수의 정렬 벡터를 결정할 필요가 없다. 대신, 예를 들어, 등록 매개변수를 기반으로 단일 행렬을 결정할 수 있으며, 이는 제1 이미지에 적용될 때 제1 이미지를 제2 이미지와 정렬한다. 이렇게 하면 계산 요구 사항이 줄어들 수 있다.
- [0266] 도 5e 및 5f는 실시예에 따른 등록 매개변수를 결정하는 추가 방법을 도시한다. 이러한 예에서, 도 5a-d를 참조하여 설명한 두 가지 이상의 방법을 결합한다. 예를 들어, 도 5b를 참조하여 설명한 템플릿 매칭 방법을 사용하여 이동을 결정할 수 있고, 대수-극좌표 변환을 사용하여 회전 및 크기 조정을 결정할 수 있다. 여러 방법을 결합하는 경우, 두 등록 매개변수 결정 사이에 중간 등록 단계를 적용할 수 있다. 이렇게 하면 이미지 등록의 결과가 향상되는 경향이 있다.
- [0267] 도 5e는 중간 등록 단계에서 먼저 이동 매개변수가 결정되어 제1(스펙클) 이미지에 적용되는 예를 보여준다. 이어서 중간 크기 조정 단계의 결과에 따라 회전 및 크기 조정 매개변수를 결정하여 적용한다. 도 5f는 제1 회전 및 크기 조정 매개변수를 결정하여 적용한 다음에, 이동 매개변수를 결정하여 적용한 예를 보여준다. 일반적으로 가장 큰 변환을 먼저 결정하여 적용하는 것이 바람직하다.
- [0268] 특히, 도 5e는 제1(보정) 이미지(560)와 제2(보정) 이미지(562)를 획득하는 예를 보여준다. 단계(563)에서, 이동은 제1 및 제2 이미지를 기반으로 결정되고 제1 이미지에 적용되어, 이동된 제1 이미지(564)가 생성된다. 이동을 예를 들어, 도 5a-c를 참조하여 상술된 바와 같이, 적절한 방법을 사용하여 결정될 수 있다. 예를 들어, 템플릿 매칭은 주파수 기반 위상 상관 관계 또는 강도 기반 교차 상관 관계를 사용하여 템플릿을 매칭하는 데 사용될 수 있다.
- [0269] 그 후, 이동된 제1 이미지와 제2 이미지 모두 좌표 변환, 이 예에서는 대수-극좌표 변환(예를 들어, 도 5d를 참조하여 위에서 설명한 대로)을 사용하여 변환(565, 567)되고, 그 결과 대수-극좌표 이동된 제1 이미지(566)와 대수-극좌표 변환된 제2 이미지(568)가 생성된다. 단계(569)에서, 쉬프트(shift) 또는 변위는 대수-극좌표 이동된 제1 이미지와 대수-극좌표 변환된 제2 이미지를 기반으로 결정된다. 이 쉬프트는 적절한 방법을 사용하여, 예를 들어, 도 5a-c를 참조하여 위에서 설명한 바와 같이 이동을 결정하는 방법 중 하나를 사용하여 결정될 수 있다. 단계(563)과 동일한 방법을 사용하거나 다른 방법을 사용할 수 있다. 결정된 쉬프트에 기초하여, 회전 및/또는 크기 조정 매개변수가 결정(571)되고 이동된 제1 이미지에 적용되어, 그 결과 회전 및/또는 크기 조정 이동된 제1 이미지(572)가 생성된다.
- [0270] 회전 및/또는 크기 조정 이동된 제1 이미지는 제2 이미지와 결합되어, 그 결과 예를 들어 가중 평균을 사용하여 결합된 이미지(574)가 생성된다. 이하 도 9a를 참조하여 더 자세히 설명하겠지만, 가중치는 등록 매개변수를 기반으로 할 수 있다. 이 예에서 등록 매개변수는 이동 매개변수와 회전 및/또는 크기 조정 매개변수를 모두 포함한다. 따라서 가중치는 이동 매개변수에만 기반하거나, 회전 및/또는 크기 조정 매개변수에만 기반하거나, 둘 다에 기반할 수 있다. 예를 들어, 픽셀별 변위 벡터는 결합된 등록 매개변수를 기반으로 결정될 수 있으며, 가

중치는 픽셀별 변위 벡터의 통계적 표현, 예를 들어 모든 픽셀 또는 그 하위 집합(예를 들어, 관심 영역)에 대한 변위 벡터의 표준의 평균 또는 최대값을 기반으로 할 수 있다.

- [0271] 도 5f는 도 5e의 변형을 도시한다. 제1 이미지(580)와 제2 (보정) 이미지(582)가 획득된다. 제1 및 제2 이미지는 좌표 변환, 이 예에서는 대수-극좌표 변환을 사용하여 변환(583,585)되고, 그 결과 대수-극좌표 제1 이미지(584)와 대수-극좌표 제2 이미지(586)가 생성된다. 단계(587)에서 대수-극좌표 제1 및 제2 이미지에 따라 쉬프트가 결정된다. 결정된 쉬프트에 따라 회전 및/또는 크기 조정 매개변수가 결정(589)되고 제1 이미지에 적용되어, 그 결과 회전 및/또는 크기 조정된 제1 이미지(590)가 생성된다.
- [0272] 단계(591)에서, 이동은 회전 및/또는 크기 조정된 제1 이미지와 제2 이미지에 기초하여 결정되고, 결정된 이동은 회전 및/또는 크기 조정된 제1 이미지에 적용되어, 그 결과 회전 및/또는 크기 조정 이동된 제1 이미지(592)가 생성된다. 그런 다음 회전 및/또는 크기 조정 이동된 제1 이미지가 제2 이미지와 결합되어 결합된 이미지(594)가 생성된다.
- [0273] 또 다른 예에서, 회전 및/또는 크기 조정의 결정 및 이동의 결정은 모두 (변환되지 않은) 제1 및 제2 이미지에 기반한다. 이 경우 두 (세트의) 등록 매개변수를 병렬로 결정할 수 있다는 장점이 있다.
- [0274] 도 6a는 일 실시예에 따른 등록 매개변수를 결정하는 예를 표시하는데, 여기서 결정된 변환은 이동이다. 도 5a를 참조하여 설명한 바와 같이, 제1 다수의 제1 특징(602₁₋₃)은 $t=t_1$ 에서 획득한 제1 보정 이미지에서 결정될 수 있고, 제2 다수의 제2 특징(604₁₋₃)은 $t=t_2$ 에서 획득한 제2 보정 이미지에서 결정될 수 있다. 해당 특징 쌍을 기반으로, 다수의 정렬 벡터(606₁₋₃)가 결정될 수 있다. 명확성을 위해 특징과 정렬 벡터만 표시하고 (해부학적) 구조는 표시하지 않는다.
- [0275] 일반적인 상황에서, 결정된 정렬 벡터(606₁₋₃)는 모두 정확히 동일하지 않을 것이다. 묘사된 예에서 정렬 벡터(606₁)은 평균보다 약간 짧고, 정렬 벡터(606₃)는 평균보다 약간 크다. 마찬가지로, 정렬 벡터의 방향은 약간의 차이를 보인다. 정렬 벡터에 따라 평균 정렬 벡터(608)이 결정될 수 있다. 이동은 단일 벡터에 의해 정의될 수 있다. 예를 들어, $t=t_1$ 에서 획득된 제1 원시 스펙클 이미지의 모든 픽셀은 평균 정렬 벡터와 동일한 양으로 이동될 수 있다. 원칙적으로 이동은 단일 정렬 벡터에 따라 결정될 수 있다. 그러나 복수의 정렬 벡터를 결정함으로써 변환의 정확도가 향상될 수 있다.
- [0276] 실시예에서, 예를 들어 정렬 벡터의 변화에 기초하여, 평균 정렬 벡터(608)와 결정된 정렬 벡터(606₁₋₃) 간의 유사성을 계산할 수 있다. 이런 방식으로, 변환이 개별 쌍의 특징의 감지된 변위를 얼마나 잘 보상하는지에 대한 표시를 얻을 수 있다. 또는, 변환 후 제1 보정 이미지의 특징과 제2 보정 이미지의 해당 특징 간의 평균 거리를 결정할 수 있다.
- [0277] 도 6b는 실시예에 따른 등록 매개변수를 결정하는 예를 표시하는데, 여기서 결정된 변환은 아핀 변환이다. 도 6a와 유사하게, 제1 다수의 제1 특징(612₁₋₃), 제2 다수의 제2 특징(614₁₋₃), 및 다수의 정렬 벡터(616₁₋₃)를 결정할 수 있다. 그러나 이 예에서 거의 0 길이를 갖는 평균 정렬 벡터(618)는 일반적으로 더 길고 다른 방향을 가리키는 결정된 정렬 벡터를 나타내지 않는다.
- [0278] 따라서 이러한 종류의 동작을 보상하기 위해 보다 일반적인 변환, 예를 들어 아핀 변환이 필요하다. 아핀 변환에는 이동, 회전, 미러링, 크기 조정 및 전단 변환과 이들의 조합이 포함된다. 변환 매개변수 값을 제한하여 변환을 선택적으로 제외할 수 있다. 예를 들어 미러링은 일반적으로 물리적으로 가능하지 않으므로 미러링은 가능한 변환에서 제외될 수 있다.
- [0279] 일반적으로, 아핀 변환은 수학식 1에 설명된 대로 6자유도의 변환 행렬을 사용하여 계산할 수 있으며, 이는 균일 좌표로 표현된 지점에 작용한다. 아핀 변환 행렬의 잠재적 값을 제한함으로써, 아핀 변환은 사전 정의된 계산으로만 제한될 수 있다. 예를 들어, 회전 행렬로 제한된 보다 구체적인 변환 행렬을 얻을 수 있으며, 이는 특정 애플리케이션에 더 적합할 수 있다.

수학식 1

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & t_x \\ a_{21} & a_{22} & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \leftrightarrow p' = A p$$

[0280]

[0281]

여기서 A는 일반적으로 픽셀 좌표계에서, 좌표 x 및 y를 갖는 점 p를, 좌표 x' 및 y'를 갖는 변환된 점 p'로 변환한 변환 행렬이다. 행렬 A는 6 자유 매개변수로 구성되며, 그 중 t_x 및 t_y 는 변환을 정의하는 반면, 부분 행렬

$\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix}$ 은 반사, 회전, 크기 조정 및/또는 전단을 정의할 수 있다. 이 경우, 변환 크기는 예를 들어 변환 행렬 A의 노름(norm) 또는 행렬 A-I의 노름을 기반으로 할 수 있으며, 여기서 I는 단위 행렬이다.

[0282]

수학식 1을 풀기 위해서, 적어도 3개의 정렬 벡터를 사용하여 6개의 방정식과 6개의 미지수로 구성된 연립 방정식을 제공할 수 있다. 이러한 선형 방정식은 당업계에 알려진 바와 같이 결정론적 방식으로 풀 수 있다. 일반적인 실시예에서는 많은 정렬 벡터를 결정할 수 있으며, 이들 각각은 작은 오류를 포함할 수 있다. 따라서 더욱 견고한 접근 방식은 여러 정렬 벡터를 사용하고 적절한 피팅 알고리즘, 예를 들어, 수학식 2에 표시된 것과 같은 최소 자승법 피팅을 사용하는 것이다.

수학식 2

$$[A] = \arg(\min_A (\sum_i \|p'_i - A p_i\|^2))$$

[0283]

[0284]

결정된 변환의 신뢰성은 도 6a를 참조하여 위에서 설명한 바와 같이 다시 결정될 수 있다.

[0285]

도 6c는 실시예에 따른 등록 매개변수를 결정하는 예를 표시하며, 여기서 결정된 변환은 사영 변환이다. 사영 변환은 아핀 변환을 포함하고 아핀 변환보다 더 일반적이다. 사영 변환은 예를 들어 기울임 변환을 포함한다. 이들은 예를 들어, 카메라와 대상 영역 간의 각도의 변화를 보상하기 위해 필요할 수 있다.

[0286]

도 6a 및 6b와 유사하게, 제1 복수의 제1 특징(622₁₋₃), 제2 복수의 제2 특징(624₁₋₃) 및 복수의 정렬 벡터(626₁₋₃)가 결정될 수 있다. 이 예에서 이미지의 왼쪽에서의 이동은 변환은 이미지의 오른쪽에서의 이동보다 훨씬 적다. 따라서 평균 변환을 적용하면 왼쪽의 픽셀이 너무 많이 변환되고 오른쪽의 픽셀은 충분하지 않게 된다. 이러한 종류의 변위는 사영 변환으로 보정될 수 있다. 4개 이상의 정렬 벡터를 기반으로 사영 변환을 결정하는 다양한 방법이 해당 기술 분야에 알려져 있다.

[0287]

일반적으로 사영 변환은 수학식 3에 도시된 바와 같이 비균질 좌표(x_1, y_1, z_1) 및 (x_2, y_2, z_2)를 사용하여 사영 행렬을 사용하여 계산될 수 있다:

수학식 3

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} & h_{13} \\ h_{21} & h_{22} & h_{23} \\ h_{31} & h_{32} & h_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix}$$

[0288]

[0289]

불균일 좌표(x_1, y_1, z_1)는 $x_1=x, y_1=y, z_1=1$ 을 통해 특징의 픽셀 좌표(x, y)와 관련될 수 있는 반면, 변환된 픽셀 좌표(x', y')는 $x'=x_2/z_2, y'=y_2/z_2$ 를 통해 불균일 좌표에서 얻을 수 있다. 일부 실시예에서, 정렬 벡터는 ($x'-x, y'-y$)에 의해 결정될 수 있다. 다른 실시예에서 정렬 벡터는 명시적으로 구성되지 않는다.

[0290]

따라서, 수학식 3은 수학식 4에 표시된 것처럼 두 개의 독립 방정식으로 다시 작성될 수 있다:

수학식 4

[0291]
$$\begin{aligned} x'(h_{31}x + h_{32}y + h_{33}) &= h_{11}x + h_{12}y + h_{13} \\ y'(h_{31}x + h_{32}y + h_{33}) &= h_{21}x + h_{22}y + h_{23} \end{aligned}$$

[0292] H의 해를 구하면, 수학식 4는 수학식 5로 다시 쓸 수 있다.

수학식 5

[0293]
$$\begin{aligned} \mathbf{v}_x \mathbf{h} &= 0 \\ \mathbf{v}_y \mathbf{h} &= 0 \end{aligned}$$

[0294] 여기서

수학식 6

[0295]
$$\begin{aligned} \mathbf{h} &= (h_{11}, h_{12}, h_{13}, h_{21}, h_{22}, h_{23}, h_{31}, h_{32}, h_{33})^T \\ \mathbf{v}_x &= (-x, -y, -1, 0, 0, 0, x'x, x'y, x') \\ \mathbf{v}_y &= (0, 0, 0, -x, -y, -1, x', y, x') \end{aligned}$$

[0296] N개의 특징점 집합을 사용하여, 연립 방정식은 수학식 7에 표시된 바와 같이 설정될 수 있다.

수학식 7

[0297]
$$\mathbf{V} \mathbf{h} = \mathbf{0}$$

[0298] 여기서

수학식 8

[0299]
$$\mathbf{V} = (\mathbf{v}_{x1}, \mathbf{v}_{y1}, \mathbf{v}_{x2}, \mathbf{v}_{y2}, \dots, \mathbf{v}_{xN}, \mathbf{v}_{yN})^T$$

[0300] 정의에 따르면 행렬 H는 동차이고 모든 상수로 크기 조정할 수 있으므로, 영 변환 행렬은 8개의 자유도를 포함한다. 따라서 수학식 7은 4개의 특징이 제공하는 4개의 좌표 집합만을 사용하여 풀 수 있다. 사영 변환 행렬 H는 예를 들어 수학식 9:

수학식 9

[0301]
$$h_{33} = 1$$

[0302] 또는 수학식 10:

수학식 10

[0303]

$$h_{11}^2 + h_{12}^2 + h_{13}^2 + h_{21}^2 + h_{22}^2 + h_{23}^2 + h_{31}^2 + h_{32}^2 + h_{33}^2 = 0$$

[0304]

을 사용하여 정규화될 수 있다:

[0305]

수학식 7은 적어도 4개의 점을 사용하여 결정론적으로 풀 수 있지만, 더 많은 점을 사용하면 아핀 변환과 관련하여 위에서 설명한 것과 유사한 더욱 견고한 결과가 나올 수 있다. 사영 변환 또는 호모그래피의 경우, 이는 특이값 분해(SVD)를 사용하여 수행할 수 있다. 일부 실시예에서, 정렬 벡터 또는 점 쌍을 결정하는 단계는 가장 정확한 사영 변환을 찾기 위해 호모그래피 단계의 결정과 결합된다. 이는 RANSAC과 같은 알고리즘으로 수행될 수 있다.

[0306]

일 실시예에서, 알고리즘은 먼저 비교적 간단한 변환, 예를 들어 이동을 계산할 수 있다. 그런 다음 알고리즘은 계산된 변환이 결정된 정렬 벡터를 충분한 정확도로 재생성하는지 여부를 결정할 수 있다. 그렇지 않은 경우, 알고리즘은 보다 일반적인 변환, 예를 들어 아핀 변환을 시도하고 동일한 절차를 반복할 수 있다. 이에 의하면 이동이 충분히 많은 경우에 필요한 계산 시간이 줄어들 수 있다. 다른 실시예에서, 알고리즘은 항상 일반 변환, 예를 들어 항상 일반 호모그래피를 계산할 수 있다. 이는 원시 스펙클 이미지 또는 스펙클 콘트라스트 이미지의 더 정확한 등록을 초래할 수 있다.

[0307]

도 6a-c를 참조하여 상술된 예는 특징 기반 변환 매개변수를 기반으로 한다. 그러나, 제1 및/또는 제2 스펙클 이미지에서 복수의 위치에 대한 등록 매개변수를 제공하는 다른 방법을 사용하여 동일하거나 유사한 결과를 얻을 수 있다. 예를 들어, 제1 및/또는 제2 스펙클 이미지 또는 그 변환은 복수의 영역으로 분할될 수 있으며, 각각의 개별 영역에 대한 등록 매개변수가 결정될 수 있다. 복수의 영역에 대한 등록 매개변수는 위에서 도 6a-c를 참조하여 설명한 대로 결합될 수 있다.

[0308]

도 6d는 실시예에 따라 복수의 변환을 결정하는 예를 표시한다. 일련의 보정 이미지에서 각 보정 이미지(650)는 복수의 영역(652_{1-n}), 바람직하게는 전체 이미지를 공동으로 덮는 복수의 분리된 영역, 예를 들어 직사각형 그리드로 분할될 수 있다. 그 후, 예를 들어, 도 5a-d 또는 도 6a-c를 참조하여(방법이 전체 이미지에 적용됨) 상술된 방식으로 각 영역(654₁, 654₂, ..., 654_n)에 대해 각각 변환(654₁, 654₂, ..., 654_n)을 결정할 수 있다. 그 후, 각 영역은 해당 영역에 대해 결정된 변환을 사용하여 변환될 수 있다. 대안적으로, 픽셀을 구성하는 영역의 변환과 이웃 영역의 변환을 기반으로 하여, 결정된 변환은 예를 들어 영역의 중앙 픽셀에 할당될 수 있으며, 나머지 픽셀은 보간 방식에 따라 변환된다.

[0309]

일 실시예에서, 각 영역은 단일 픽셀일 수 있다. 이러한 실시예에서, 변환은 픽셀 값 및 픽셀을 둘러싼 영역의 픽셀의 픽셀 값에 따라 결정될 수 있다.

[0310]

도 7a 및 7b는 실시예에 따라 두 개 이상의 원시 스펙클 이미지를 결합하는 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징에 대한 흐름도를 도시한다. 제1 시간 인스턴스 $t=t_1$ 에서, 제1 파장의 광에 기반한 제1 원시 스펙클 이미지(702₁)이 획득될 수 있으며, 제1 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(704₁)를 계산하는 데 사용될 수 있다. 적어도 제2 파장의 광에 기반하고 제1 원시 스펙클 이미지와 연관된 제1 보정 이미지(706₁)가 획득될 수 있으며, 제1 보정 이미지에서 제1 복수의 제1 특징이 감지(708₁)될 수 있다. 항목(702₁-708₁)은 도 3을 참조하여 설명된 단계(302-308)와 유사할 수 있는 단계(710₁)를 수행하여 획득할 수 있다. 일부 실시예에서, 제1 보정 이미지와 제1 원시 스펙클 이미지는 동일한 이미지일 수 있다.

[0311]

제2 시간 인스턴스 $t=t_2$ 에서, 단계(710₁)는 단계(710₂)로 반복될 수 있으며, 그 결과 제1 파장의 광에 기반한 제2 원시 스펙클 이미지(702₂), 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(704₂), 적어도 제2 파장의 광에 기반한 제2 보정 이미지(706₂), 및 복수의 제2 특징(708₂)이 생성된다. 복수의 제1 특징(708₁)과 복수의 제2 특징(708₂)을 기반으로 복수의 제1 정렬 벡터(712₁)가 계산될 수 있다. 복수의 제1 정렬 벡터를 기반으로, 제1 변환(714₁)이 결정될 수 있으며, 이는 제1 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(704₁)를 변환하여 제1 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(704₂)에 등록하여 제1 등록된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지

(718₁)를 생성하는 데 사용될 수 있다. 상술된 바와 같이, 일부 실시예에서는 특징 및/또는 정렬 벡터를 명시적으로 감지하지 않고도 변환을 결정할 수 있다.

[0312] 선택적으로, 제1 가중치(716₁)는 복수의 제1 정렬 벡터(712₁)에 따라 결정될 수 있다. 가중치는 대표적 정렬 벡터의 길이, 예를 들어 최대, 평균 또는 중간 정렬 벡터, 또는 예를 들어 복수의 제1 정렬 벡터의 평균 또는 중간 길이에 상관관계가 있거나, 바람직하게는 역상관관계가 있을 수 있다. 도 6d를 참조하여 위에서 설명한 바와 같이, 이미지가 복수의 영역으로 나뉘고 각 영역에 대한 변환이 결정되는 실시예에서, 가중치는 각 영역에 대해 해당 영역과 관련된 등록 매개변수에 따라 결정될 수 있거나, 단일 가중치는 전체 이미지에 대해 예를 들어 대표적 매개변수, 예를 들어 최대값, 평균 또는 중간 변위에 따라 결정될 수 있다. 가중 평균의 결정은 도 9a 및 9b를 참조하여 아래에서 더 자세히 논의된다.

[0313] 제1 등록된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(718₁)은 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(704₂)와 결합되어 제1 결합된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(720₁)이 될 수 있다. 결합된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지는 예를 들어, 제1 등록된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(718₁)과 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(704₂)의 픽셀별 평균 또는 최대값일 수 있다. 선택적으로, 제1 가중치(716₁) 및/또는 제2 가중치(716₂)를 사용하여 가중 평균을 결정할 수 있다.

[0314] 제3 시간 인스턴스 $t=t_3$ 에서, 단계(710₁)는 단계(710₃)로 반복될 수 있으며, 그 결과 제1 파장의 광에 기반한 제3 원시 스펙클 이미지(702₃), 제3 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(704₃), 적어도 제2 파장의 광에 기반한 제3 보정 이미지(706₃), 그리고 복수의 제2 특징(708₃)이 생성된다. 복수의 제2 특징(708₂)과 복수의 제3 특징(708₃)을 기반으로 복수의 제2 정렬 벡터(712₂)를 계산할 수 있다. 복수의 제2 정렬 벡터를 기반으로 제2 변환(714₂)을 결정할 수 있다. 제2 변환은 제1 결합 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(720₁)을 변환하여 제1 결합 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 제3 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(704₃)로 등록하기 위해 사용되어, 그 결과 제1 등록된 결합 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(722₁)을 생성할 수 있다. 제1 등록된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(718₁)는 그런 다음 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(704₂)와 결합되어 제1 결합 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(720₁)를 생성할 수 있다.

[0315] 제1 등록된 결합 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(720₁)는 그런 다음 제3 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(704₃)와 결합되어 제2 결합 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(720₂)를 생성할 수 있다. 따라서 제2 결합 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지는 제1 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(704₁), 제2 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(704₂) 및 제3 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지(704₃)의 정보를 포함할 수 있다. 이러한 단계를 반복함으로써, n번째 이미지는 이전의 모든 n-1 이미지의 정보를 포함할 수 있다. 바람직하게는 가중치를 기술했던 최근 이미지에 이전 이미지보다 더 높은 가중치를 줄 수 있다. 이 실시예는 각 캡처된 프레임이 최소한의 지연으로 처리되고 출력되는 스트리밍 비디오에 특히 유용하다. 이 방법의 또 다른 장점은 일부 알고리즘은 큰 동작에는 잘 작동하지 않을 수 있으므로, 두 개의 후속 프레임 사이에서, 동작이 비교적 작다고 가정할 수 있어 처리 속도가 빨라지고 더 광범위한 알고리즘을 사용할 수 있다는 것이다. 일반적으로 특징 기반 알고리즘은 비교적 큰 변위에 더 안정적일 수 있다.

[0316] 도 7b는 일 실시예에 따른 두 개 이상의 원시 스펙클 이미지를 결합하는 레이저 스펙클 콘트라스트 이미징을 위한 대체 방법에 대한 흐름도를 도시한다. 이 실시예에서, 미리 정해진 수의 이미지가 하나의 결합된 이미지로 결합된다. 이미지 획득, 스펙클 콘트라스트 이미지의 계산 및 특징의 결정과 관련된 단계(752_{1-n}-760_{1-n})은 도 7a를 참조하여 위에서 설명한 단계(702_{1-n}-710_{1-n})과 동일할 수 있다.

[0317] 그러나 도 7a에 도시된 방법과 달리, 모든 정렬 벡터(762_{1,2})는 단일 참조 이미지, 예를 들어 n개 이미지 시퀀스의 제1 또는 마지막 이미지를 기준으로 결정된다. 도시된 예에서, 이미지는 n번째 이미지에 등록된다. 따라서, 각각 제1 및 제2 스펙클 콘트라스트 이미지에 변환(764_{1,2})을 적용함으로써, 제1 및 제2 스펙클 콘트라스트 이미지가 n번째 스펙클 콘트라스트 이미지에 등록된다. 결과적으로, 가중치(766_{1,2})도 변환 매개변수, 예를 들어, n번째 이미지에 대한 평균 변위를 기반으로 결정된다. 마지막 단계에서, 모든 n개의 등록된 스펙클 콘트라스트

이미지를 하나의 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지(770)로 결합할 수 있다.

- [0318] 도 7b에 도시된 방법은 도 7a에 도시된 방법보다 더 높은 이미지 품질을 갖는 결합된 이미지를 생성할 수 있지만, 이미지 캡처와 디스플레이 사이의 지연 시간이 더 길어진다. 따라서 이 방법은 스냅샷을 녹화하는 데 특히 바람직하다.
- [0319] 실시예에서, 도 7b에 도시된 방법은 슬라이딩 그룹의 이미지, 예를 들어 비디오 피드의 마지막 n 개 이미지에 적용될 수 있다. 이 경우 시간 지연을 낮게 유지하기 위해, n 은 바람직하게 너무 크지 않아야 한다. 예를 들어, 프레임 속도가 예를 들어 50-60fps일 때 n 은 약 5-20일 수 있다. 물론, 처리될 수 있는 프레임 수는 하드웨어와 알고리즘에 따라 달라지므로 더 많은 양의 프레임이 여전히 실행 가능할 수 있다. 따라서 두 방법의 장점 중 일부를 결합할 수 있다. 비교적 적은 수의 프레임을 사용하는 장점은 동적 현상, 예를 들어 심장 박동의 효과를 이미지화할 수 있다는 것이다. 더 많은 양의 프레임의 장점은 이러한 일시적인 효과를 걸러낼 수 있다는 것이다. 특히 프레임 수가 심장 박동 및/또는 호흡 주기의 정수 배수를 포함하도록 선택된 경우 그렇다.
- [0320] 도 8은 실시예에 따른 보정된 레이저 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산하기 위한 흐름도를 나타낸다. 일반적으로, 대상 영역의 하나 이상의 다른 대상에 대한 대상 영역의 하나 이상의 대상의 상대적 움직임; 예를 들어, 조직에 대한 체액 또는 적혈구의 움직임에 관심이 있을 수 있다. 이러한 경우, 이동하는 대상에서 파생된 신호(원하는 신호)의 노이즈는 참조 대상에서 파생된 신호(참조 신호)로 보상될 수 있다. 기본 원리는 원하는 신호가 참조 대상에 대한 관심 양의 움직임에 기반한 제1 구성 요소와 카메라에 대한 전체 대상 영역의 움직임에 기반한 제2 구성 요소를 포함할 수 있다는 것이다. 참조 신호는 카메라에 대한 전체 대상 영역의 움직임에 기반한 구성 요소만 또는 주로 포함할 수 있다. 따라서 참조 신호는 원하는 신호의 제2 구성 요소와 상관될 수 있다. 이 상관 관계는 원하는 신호를 보정하거나 보상하는 데 사용될 수 있다. 예를 들어, 참조 신호의 신호 강도에 기초한 보정 항목을 원하는 신호에 추가할 수 있다.
- [0321] 도 8에 도시된 실시예에서, 대상 영역은 제1 파장의 코히어런트 광, 예를 들어 적색 또는 적외선 광으로 조명되고(802), 제2 파장의 코히어런트 광, 예를 들어 녹색 또는 청색 광으로 조명된다(812). 바람직하게는, 제1 파장의 광은 관심 대상 또는 유체, 예를 들어 혈액에 의해 대부분 산란된다. 바람직하게는, 제2 파장의 광은 대상 영역 표면에서 대부분 산란되거나 관심 대상 또는 유체에 의해 대부분 흡수된다. 바람직하게는, 제2 파장은 혈액에 의한 제2 파장의 반사가 조직에 의한 반사보다 적어도 25%, 적어도 50% 또는 적어도 75% 적도록 선택된다. 바람직하게는, 대상 영역은 제1 및 제2 파장의 광으로 동시에 조명된다.
- [0322] 제1 파장의 산란된 광은 제1 원시 스펙클 이미지를 생성할 수 있으며, 이는 제1 이미지 센서에 의해 캡처(804)될 수 있다. 제2 원시 스펙클 이미지의 산란광은 바람직하게는 제1 이미지 센서와 다른 제2 이미지 센서에 의해 캡처(814)될 수 있다. 제1 원시 스펙클 이미지는 원하는 신호 원시 스펙클 이미지라고 할 수 있는 반면, 제2 원시 스펙클 이미지는 참조 신호 이미지 또는 보정 신호 이미지라고 할 수 있다.
- [0323] 제1 원시 스펙클 이미지를 기반으로 제1 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산(806)할 수 있다. 제2 원시 스펙클 이미지를 기반으로 제2 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산(816)할 수 있다, 바람직하게는, 스펙클 콘트라스트는 제1 및 제2 원시 스펙클 이미지에 대해 동일한 방식으로 계산된다. 스펙클 콘트라스트는 예를 들어, 도 1 및 도 3a의 단계(304)를 참조하여 상술된 방식으로 계산될 수 있다.
- [0324] 다음 단계(808)에서, 수정된 스펙클 콘트라스트 이미지는 제1 및 제2 스펙클 콘트라스트 이미지를 기반으로 계산될 수 있다. 수정된 스펙클 콘트라스트 이미지를 계산하는 단계는 예를 들어 보정 항목을 추가하거나 보정 계수를 곱하는 단계를 포함할 수 있다. 보정 항목은 참조 양의 스펙클 콘트라스트와 비교하여 스펙클 콘트라스트 이미지에서 결정된 양의 스펙클 콘트라스트를 기반으로 할 수 있다. 스펙클 콘트라스트의 참조 양은 예를 들어 미리 결정될 수 있거나, 예를 들어 이전의 제2 콘트라스트 이미지의 스펙클 콘트라스트 양에 기반하거나, 예를 들어 상술된 바와 같은 움직임 보상 알고리즘에 의해 결정된 바와 같은 매우 적은 움직임이 있는 스펙클 콘트라스트 이미지에 기반하여 동적으로 결정될 수 있다.
- [0325] 그런 다음 보정된 스펙클 콘트라스트 이미지는 도 3a 및 b를 참조하여 설명한 바와 같이, 예를 들어 재등록 또는 재정렬 및 시간 평균화를 추가 처리하기 위해 저장(810)될 수 있다. 제2 원시 스펙클 이미지 및/또는 제2 스펙클 콘트라스트 이미지는 예를 들어, 복수의 제2 원시 스펙클 이미지에서 정렬 벡터를 결정하여 복수의 동시에 캡처된 수정된 스펙클 콘트라스트 이미지를 재등록 또는 재정렬하기 위한 추가 처리를 위해 저장(818)될 수 있다. 실시예에서, 단계(802-818)는 도 3b의 단계(332-336)을 대체할 수 있다.
- [0326] 따라서, 본 발명의 방법의 장점은 제2 파장 이미지가 도 8을 참조하여 설명한 바와 같이 다중 스펙트럼 코히어

런트 보정(또는 '이중 레이어 보정')에, 및 도 3a 및 b를 참조하여 설명한 바와 같이 스펙클 콘트라스트 이미지를 등록하는 데 모두 사용될 수 있다는 것이다.

[0327] 도 9a는 실시예에 따른 가중 평균을 기반으로 움직임 보상된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 것을 개략적으로 도시한다. 각 보정 이미지(902_{1-N})에 대해, 변환 크기는 결정된 변환을 정의하는 등록 매개변수 및/또는 복수의 정렬 벡터에 따라 결정될 수 있다. 예를 들어, 변환 크기는 복수의 정렬 벡터의 길이 또는 통계적 표현, 예를 들어 평균(904_{1-N})에 기초하여, 또는 변환을 나타내는 행렬의 행렬 노름에 기초하여 결정될 수 있다. 비특정 기반 이미지 등록 방법은 일반적으로 전역 등록 매개변수 집합 또는 제한된 등록 매개변수 집합만 제공한다. 이러한 경우 가중치는 정렬 벡터 집합이 아닌 등록 매개변수에서 직접 파생될 수 있다. 선택적으로, 다른 유형의 변환, 예를 들어 이동, 회전 및 크기 조정에 다른 가중치를 지정할 수 있다.

[0328] 결합된 스펙클 콘트라스트 이미지(906)는 등록된 스펙클 콘트라스트 이미지 시퀀스의 스펙클 콘트라스트 이미지의 가중 평균일 수 있으며, 각 이미지는 가중치 매개변수 w' 로 가중치가 지정된다.

[0329] 가중치 매개변수 w' 는 정렬 벡터 $\|p_i' - p_i\|$ 에 따라 결정될 수 있으며, 높은 변위는 예를 들어, 수학적 식 11에 정의된 대작은 가중치에 해당하고 그 반대의 경우도 마찬가지이다:

수학적 식 11

$$w' = \frac{1}{P} \sum_{i=1}^P \frac{1}{\|p_i' - p_i\|}$$

[0331] 여기서, 정렬 벡터는 참조 이미지의 좌표 (x_i', y_i') 에 의해 정의된 총 P개의 점 p_i' 와 참조 이미지에 등록되도록 변환될 이미지의 좌표 (x_i, y_i) 에 의해 정의된 점 p_i 에 의해 정의될 수 있다.

[0332] 가중치 매개변수 w' 는 일반적으로 참조 이미지인 제1 이미지와 제2 이미지 사이의 광학 흐름을 정의하는 고밀도 또는 희소 광학 흐름 매개변수에 따라 결정될 수도 있다. 예를 들어, 가중치는 예를 들어, 수학적 식 12에 정의된 바와 같이, 이미지의 모든 픽셀 또는 이미지의 관심 영역에 대한 평균 광학 흐름과 반비례할 수 있다:

수학적 식 12

$$w' = \frac{1}{W \cdot H} \sum_{ij} \frac{1}{\|v_{ij}'\|}$$

[0334] 여기서, v_{ij}' 는 광 흐름의 x 및 y 구성 요소를 포함하는 픽셀(i, j)의 광 흐름이고, W 및 H는 각각 참조 이미지 또는 참조 관심 영역의 픽셀 단위 너비 및 높이이다. 또는, 각 픽셀에 대한 가중치 매개변수를 결정할 수 있다. 예를 들어, 수학적 식 13에 정의된 대로 픽셀당 광 흐름을 기반으로 한다

수학적 식 13

$$w_{ij}' = \frac{1}{\|v_{ij}'\|}$$

[0336] 각 픽셀 또는 이미지에 대한 가중치 매개변수를 결정하는 대신, 가중치 매개변수는 직사각형 또는 삼각형 메시와 같은 이미지의 사전 정의된 영역에 대해서도 결정될 수 있다. 예를 들어, 가중치 매개변수는 해당 사전 정의된 영역의 평균 광학 흐름을 기반으로 할 수 있다.

[0337] 가중치 매개변수는 또한 예를 들어, 수학적 식 14에 정의된 바와 같이, 스펙클 콘트라스트 값 s_{ij}' 를 기반으로 결정될 수 있으며, 가중치 매개변수는 스펙클 콘트라스트 크기에 비례하는 것이 바람직하다:

수학식 14

[0338]

$$w^i = \frac{1}{W \cdot H} \sum_{i,j} \|s_{ij}^i\|$$

[0339]

여기서, s_{ij}^i 는 참조 이미지의 스펙클 콘트라스트이고 W 와 H 는 각각 참조 이미지 또는 참조 관심 영역의 픽셀 단위 너비와 높이이다. 스펙클 콘트라스트를 사용하는 장점은 스펙클 콘트라스트의 작은 시간 창에서 발생하는 모든 노이즈가 스펙클 콘트라스트를 흐리게 한다는 것이다. 이러한 노이즈는 예를 들어 이미지 객체 또는 카메라의 움직임이나 느슨한 광섬유 연결과 같은 다른 소스로 인해 발생할 수 있다. 정렬 벡터 또는 광학 흐름에 기반한 가중치를 사용하는 장점은 LSCI에 대해 더 높은 시간적 해상도를 가질 수 있는 반면, 스펙클 콘트라스트 기반 가중치는 특히 관류가 증가할 때 뒤쳐질 수 있다는 것이다.

[0340]

대안적으로, 가중치 매개변수는 픽셀당 스펙클 콘트라스트를 기반으로 결정할 수 있다.

수학식 15

[0341]

$$w_{ij}^i = \left\| \frac{1}{s_{ij}^i} \right\|$$

[0342]

대안적으로, 가중치 매개변수는 정사각형 그리드 또는 삼각형 메시와 같은 사전 정의된 영역의 평균 스펙클 콘트라스트에 따라 결정될 수 있다. 가중치 매개변수는 동적으로 결정된 영역에 대해서도 결정될 수 있으며, 여기서 영역은 예를 들어 감지된 동작에 따라 결정될 수 있다.

[0343]

일 실시예에서, 이러한 다양한 가중치를 결합할 수 있다. 예를 들어, 가중치를 정규화하고 더하거나 곱하거나 비교하여 예를 들어 가장 낮은 가중치를 선택할 수 있다. 또는, 예를 들어, 스펙클 콘트라스트 값에 기반한 제1 가중치는 사전 정의된 품질 표준을 충족하지 않는 이미지, 예를 들어, 콘트라스트 크기가 사전 정의된 임계값을 초과하는 이미지와 가중치 1을 수신하는 모든 다른 이미지를 필터링하는 데 사용될 수 있다. 그 후, 광학 흐름 또는 변위 기반 가중치를 사용하여 필터링되지 않은 이미지의 가중 평균을 결정할 수 있다.

[0344]

가중 평균은 N 개의 이미지 Img_k 의 버퍼와 해당 N 개의 가중치 계수 w_k 의 버퍼를 사용하여 이미지당 단일 가중치 계수를 사용하여 결정할 수 있고, 여기서 $k = 1, 2, \dots, N$ 이다. 획득한 모든 새 이미지에 대해, 다음 단계를 수행할 수 있다:

[0345]

1) 새 이미지를 Img_{N+1} 로 버퍼에 추가하고, 이는 참조 이미지로 선택될 수 있다;

[0346]

2) 제1 가중치 계수 w_1 과 제1 이미지 Img_1 을 버퍼에서 제거한다;

[0347]

3) 버퍼에 있는 다른 이미지 $Img_2, Img_3, \dots, Img_N$ 에 기하학적 변환을 적용하여 참조 이미지 Img_{N+1} 에 등록한다. 이미지가 예를 들어 이전 참조 이미지에 이전에 등록된 경우, 동일한 변환을 모든 이미지 Img_{2-N} 에 적용할 수 있다. 등록되지 않은 이미지가 버퍼에 저장된 경우, 변환을 결정하여 버퍼에 있는 각 이미지에 개별적으로 적용할 수 있다.

[0348]

4) 상술된 바와 같이 가중치 계수 w_{N+1} 을 계산하여 버퍼에 추가한다.

[0349]

5) 예를 들어 수학식 16에 따라:

수학식 16

[0350]

$$w_k^i = \frac{w_k}{\sum_{i=2}^{N+1} (w_i + \beta_1)}$$

[0351] 또는 수학적 식 17에 따라:

수학적 식 17

[0352]
$$w_k' = \frac{w_k}{\sum_{i=2}^{N+1} (w_i - w_{\min} + \beta_2)}$$

[0353] 가중치 요소 w_2 를 w_{N+1} 로 정규화한다. 여기서 β_1 은 양수 또는 음수일 수 있는 상수이고, $w_{\min}$ 은 버퍼의 최소 가중치로 정의되며, β_2 는 0보다 커야 하는 상수이다. 음수 가중치와 0으로 나누는 것을 피하기 위해, 음수 또는 0인 가중치를 작은 양수로 설정할 수 있다. $w_{\min}$ 을 포함하여 제2 정규화를 사용하는 장점은 가중치 계수의 영향을 증가시키는 것이다. β_1 또는 β_2 를 늘리면 가중치 계수의 영향이 감소하고 알고리즘이 평균화 알고리즘과 더 유사하게 동작하는 반면, β_1 또는 β_2 를 줄이면 가중치 계수의 영향이 증가한다. 이들 상수는 애플리케이션에 따라 미리 결정될 수 있다.

[0354] 6) 가중 평균을 계산하여 고품질 결합 이미지 Img_{N+1}' 을 계산한다. 예를 들어 수학적 식 18에 정의된 대로 이전에 계산된 가중치를 사용한다:

수학적 식 18

[0355]
$$\text{Img}_{N+1}'(i, j) = \sum_{k=2}^{N+1} w_k' \cdot \text{Img}_k(i, j)$$

[0356] 여기서, i 와 j 는 이미지의 픽셀을 인덱싱하는 데 사용된다.

[0357] 다른 실시예에서, 이미지 버퍼는 결합된 이미지만 포함할 수 있다. 이러한 실시예에서, N 개의 가중치 인자 w_k 의 버퍼를 사용하여 가중 평균이 결정될 수 있고, 이 때 $k = 1, 2, \dots, N$ 은 N 개의 가장 최근 이미지에 해당하고, 결합된 이미지 Img_N' 은 N 개의 가장 최근 이미지를 기반으로 한다. 모든 새 이미지 Img_{N+1} 에 대해 다음 단계를 수행할 수 있다:

[0358] 1) 버퍼에 새로운 이미지를 Img_{N+1} 로 추가하고, 이는 참조 이미지로 선택될 수 있음;

[0359] 2) 버퍼에서 제1 가중치 인자 w_1 을 제거한다;

[0360] 3) 저장된 이미지 Img_N' 에 기하학적 변환을 적용하여 이를 참조 이미지 Img_{N+1} 에 등록한다.

[0361] 4) 상술된 바와 같이 가중치 인자 w_{N+1} 을 계산하여 버퍼에 추가한다;

[0362] 5) 예를 들어, 수학적 식 16 또는 17에 따라서, 가중치 인자 w_2 를 w_{N+1} 로 정규화한다;

[0363] 6) 예를 들어, 수학적 식 19에서 정의된 바와 같이, 저장된 이미지 Img_N' 와 참조 이미지 Img_{N+1} 의 가중 평균을 계산하여 고품질 결합 이미지 Img_{N+1}' 을 계산한다

수학적 식 19

[0364]
$$\text{Img}_{N+1}'(i, j) = (1 - w_{N+1}) \cdot \text{Img}_N(i, j) + w_{N+1} \cdot \text{Img}_{N+1}(i, j)$$

[0365] 여기서 i 와 j 는 이미지의 픽셀을 인덱싱하는 데 사용됨; 및

[0366] 7) 버퍼에서 Img_N' 을 제거하고 버퍼에 Img_{N+1}' 을 추가한다.

- [0367] 이 알고리즘의 장점은 기하학적 변환을 하나만 적용하면 되고 처리 단계의 양이 적기 때문에 계산이 훨씬 빠르다는 것이다. 가중치 인자가 저장된 버퍼의 크기는 새 이미지의 영향에 비해 이전 이미지의 영향이 얼마나 큰지를 결정한다. 버퍼가 작으면, 새 이미지가 최종 이미지에 더 많이 나타나고 버퍼가 크면 새 이미지가 덜 나타나고 가중치 인자가 높은 이미지가 더 많이 나타난다.
- [0368] 상술된 바와 같이, 가중치는 이미지 전체, 이미지의 각 픽셀 또는 이미지의 미리 결정되거나 동적으로 결정된 영역에 대해 결정될 수 있다. 유사하게, 단일 변환을 각 이미지 전체에 적용할 수도 있고, 각 픽셀을 개별적으로 변환할 수도 있고, 변환을 미리 결정되거나 동적으로 결정된 영역에 적용할 수도 있다. 따라서 가중치는 스칼라, 행렬 또는 다른 형식으로 정의될 수 있다.
- [0369] 예를 들어, 직사각형 또는 삼각형 메시에 근거한 기하학적 변환을 이용하고, 메시 세그먼트당 결정된 가중치를 이용하는 알고리즘의 장점은 이러한 알고리즘이 로컬 움직임과 같은 노이즈를 로컬하게 수정할 수 있는 동시에 등록 오류에 더 강할 수 있다는 것이다.
- [0370] 변위량 또는 변환량에 기반한 가중치는 다른 이미지와 무관하게 각 이미지에 대해 빠르게 결정될 수 있다. 변위량이 큰 이미지는 일반적으로 노이즈가 많으므로 더 낮은 가중치를 할당하여 결합된 이미지의 품질을 높일 수 있다.
- [0371] 대안적으로 또는 추가적으로, 제1 스펙클 콘트라스트 이미지 시퀀스에서 하나 이상의 이전 및/또는 후속 이미지에 대한 스펙클 콘트라스트의 정규화된 양 또는 스펙클 콘트라스트의 변화량을 각 제1 원시 스펙클 이미지에 대해 결정할 수 있다. 이 경우, 가중 평균은 해당 제1 스펙클 콘트라스트 이미지와 관련된 결정된 정규화된 스펙클 콘트라스트 양 또는 결정된 스펙클 콘트라스트의 변화에 기반한 가중치를 사용하여 결정할 수 있다.
- [0372] 스펙클 콘트라스트의 차이 또는 변화, 특히 갑작스러운 변화에 기반한 가중치는 이미지 품질을 나타낼 수 있다. 일반적으로 스펙클 콘트라스트, 및 이러한 가중치는 전체 시스템의 다양한 요인, 예를 들어 대상 영역에 대한 카메라의 움직임, 광섬유의 움직임 또는 광 경로 길이에 영향을 미치는 다른 요인, 느슨한 연결 또는 변동하는 조명 조건에 의해 영향을 받을 수 있다. 따라서 스펙클 콘트라스트에 기반한 가중치를 사용하면 더 높은 품질의 결합된 이미지를 얻을 수 있다. 일반적으로 스펙클 콘트라스트는 상대 단위로 결정되므로 가중치는 원시 스펙클 이미지 시퀀스를 분석하여 결정할 수 있다. 스펙클 콘트라스트는 관류와 반비례하므로 스펙클 콘트라스트 기반 관류 단위를 유사하게 사용할 수 있다.
- [0373] 바람직하게는, 이미지는 스펙클 콘트라스트와 가중치 사이의 관계가 상수를 갖는 선형이 되도록 정규화될 수 있다. 이 경우, 각 이미지가 직접적으로 그리고 이미지의 시간적 창을 참조하지 않고 정규화될 수 있기 때문에, 스펙클 콘트라스트 기반 보정은 더 실시간적일 수 있다. 또는, 증분 평균이 사용될 수 있다.
- [0374] 도 9b는 실시예에 따라, 가중 평균을 기반으로 움직임 보상된 스펙클 콘트라스트 이미지를 결정하는 것을 개략적으로 도시한다. 이 예에서, 순환 이미지 버퍼(910)가 사용된다. 이미지 버퍼가 업데이트되면, 가장 오래된 이미지가 버퍼에서 제거(912)되고, 버퍼의 이미지가 결정된 이미지 등록 매개변수를 사용하여 변환(914)되고, 새로운 이미지가 버퍼에 추가(916)된다. 마스크는 유사한 방식으로 처리된다. 이미지 버퍼와 동일한 크기의 순환 마스크 버퍼(920)는 이미지 버퍼의 이미지와 연관된 마스크를 포함한다. 마스크 버퍼가 업데이트되면 가장 오래된 마스크가 버퍼에서 제거(922)되고, 버퍼의 마스크가 결정된 이미지 등록 매개변수를 사용하여 변환(924)되고, 새로운 이미지와 연관된 새 마스크가 마스크 버퍼에 추가(916)된다. 마스크 버퍼의 마스크는 이미지 등록 부정확성에 대한 민감도를 줄이기 위해서, (예를 들어, 가우시안 블러 또는 상자 필터 조합 사용하여) 흐릿하게 처리될 수 있다.
- [0375] 그런 다음 업데이트된 버퍼의 마스크가 평균화 및 정규화(928)되어, 평균화된 정규화된 마스크를 생성할 수 있다. 평균은 일반적으로 정규 평균이지만, 예를 들어 도 9a를 참조하여 상술된 바와 같이 움직임 매개변수를 기반으로 가중 평균을 유사하게 사용할 수 있다. 이렇게 하면 마스크의 픽셀이 스펙클 콘트라스트 이미지의 가중 평균(918)의 픽셀과 유사하거나 동일한 가중치를 갖게 된다.
- [0376] 단계(918)에서, 이미지 버퍼의 이미지에 대한 가중 평균이 결정된다. 가중 평균은 시간 필터라고 할 수 있다. 가중 평균은 여러 가중치를 사용할 수 있다. 예를 들어, 상술된 바와 같이 움직임 기반 가중치가 사용될 수 있다. 이 가중치는 로컬(픽셀 기반), 지역 또는 글로벌(이미지 기반) 가중치일 수 있다. 또한 마스크 기반 가중치를 사용할 수 있다. 마스크 기반 가중치는 일반적으로 국소적으로, 즉 픽셀 단위로 적용된다.
- [0377] 평균화된 정규화된 마스크가 결정(928)된 경우, 평균화된 정규화된 값이 미리 정해진 값(높은 마스크 값은 낮은

신뢰도 점수를 나타냄)보다 낮으면, 예를 들어, 0.2보다 낮으면 관류 값을 계산할 수 있다. 이는 대부분의 입력 이미지에서 픽셀 값이 충분히 신뢰할 수 있는 것으로 간주됨을 나타낸다. 평균화된 정규화된 값이 미리 정해진 값보다 높으면, 결합된 이미지의 해당 픽셀은 예를 들어, 위에서 설명한 대로 오류 값, 보간된 값 또는 값 없음으로 주어질 수 있다.

[0378] 관류 값이 계산되는 픽셀은 가중 평균을 계산하여 결정될 수 있으며, 이 때 이미지 버퍼의 입력 이미지의 각 픽셀은 마스크 버퍼의 연관된 마스크를 기반으로 가중치가 주어진다. 어떤 경우에는 이진 가중치이고, 다른 경우에는 다중값 가중치가 사용될 수 있다.

[0379] 이로 인해 결합된 이미지(930)가 생성되고, 이것은 표시되거나 추가 처리에 사용될 수 있다. 일부 구현예에서, 결합된 이미지는 예를 들어, 다른 이미지(기본 이미지라고도 함), 예를 들어, 이미지 버퍼의 최신 이미지 또는 연관된 백색광 이미지 위의 오버레이로 표시된다. 일부 경우, 기본 이미지는 해당 이미지와 연관된 마스크에 따라 수정될 수 있고; 예를 들어, 기본 이미지의 반사 강도는 해당 픽셀 값을 줄임으로써 완화될 수 있다. 이로 인해 산만함이 덜한 이미지가 생성될 수 있다.

[0380] 유사한 구현예는 다른 시간 필터, 예를 들어 감쇠 버퍼에 사용될 수 있다. 일반적으로 마스크 버퍼의 마스크 처리 방식은 이미지 버퍼의 이미지 처리 방식과 유사해야 한다.

[0381] 도 10은 본 공개문에서 설명하는 예시적인 데이터 처리 시스템을 설명하는 블록도이다. 데이터 처리 시스템(1000)은 시스템 버스(1006)를 통해 메모리 요소(1004)에 결합된 적어도 하나의 프로세서(1002)를 포함할 수 있다. 따라서, 데이터 처리 시스템은 메모리 요소(1004) 내에 프로그램 코드를 저장할 수 있다. 또한, 프로세서(1002)는 시스템 버스(1006)를 통해 메모리 요소(1004)에서 액세스된 프로그램 코드를 실행할 수 있다. 일 양태에서, 데이터 처리 시스템은 프로그램 코드를 저장 및/또는 실행하기에 적합한 컴퓨터로 구현될 수 있다. 그러나 데이터 처리 시스템(1000)은 본 명세서에 설명된 기능을 수행할 수 있는 프로세서 및 메모리를 포함하는 모든 시스템의 형태로 구현될 수 있다는 점을 이해해야 한다.

[0382] 메모리 요소(1004)는 예를 들어 로컬 메모리(1008) 및 하나 이상의 대용량 저장 장치(1010)와 같은 하나 이상의 물리적 메모리 장치를 포함할 수 있다. 로컬 메모리는 일반적으로 프로그램 코드의 실제 실행 중에 사용되는 랜덤 액세스 메모리 또는 기타 비영구 메모리 장치를 나타낼 수 있다. 대용량 저장 장치는 하드 드라이브 또는 기타 영구 데이터 저장 장치로 구현될 수 있다. 처리 시스템(1000)은 또한 실행 중에 대용량 저장 장치(1010)에서 프로그램 코드를 검색해야 하는 횟수를 줄이기 위해 최소한 일부 프로그램 코드의 임시 저장을 제공하는 하나 이상의 캐시 메모리(도시되지 않음)를 포함할 수 있다.

[0383] 키 장치(1012) 및 출력 장치(1014)로 도시된 입출력(I/O) 장치는 선택적으로 데이터 처리 시스템에 결합될 수 있다. 키 장치의 예로는 예를 들어 키보드, 마우스와 같은 포인팅 장치 또는 이와 유사한 것을 포함할 수 있지만 이에 국한되지 않는다. 출력 장치의 예로는 예를 들어 모니터 또는 디스플레이, 스피커 또는 이와 유사한 것을 포함할 수 있지만 이에 국한되지 않는다. 키 장치 및/또는 출력 장치는 데이터 처리 시스템에 직접 또는 개입 I/O 컨트롤러를 통해 결합될 수 있다. 네트워크 어댑터(1016)도 데이터 처리 시스템에 결합되어 개입 사설 또는 공공 네트워크를 통해 다른 시스템, 컴퓨터 시스템, 원격 네트워크 장치 및/또는 원격 저장 장치에 결합될 수 있다. 네트워크 어댑터는 해당 시스템, 장치 및/또는 네트워크에서 해당 데이터로 전송되는 데이터를 수신하기 위한 데이터 수신기와 해당 시스템, 장치 및/또는 네트워크로 데이터를 전송하기 위한 데이터 송신기를 포함할 수 있다. 운영 모뎀, 케이블 운영 모뎀 및 이더넷 카드는 데이터 처리 시스템(1000)과 함께 사용될 수 있는 다양한 유형의 네트워크 어댑터의 예이다.

[0384] 도 10에 도시된 바와 같이, 메모리 요소(1004)는 애플리케이션(1018)을 저장할 수 있다. 데이터 처리 시스템(1000)은 애플리케이션의 실행을 용이하게 할 수 있는 운영 체제(도시되지 않음)를 추가로 실행할 수 있다는 것을 이해해야 한다. 실행 가능한 프로그램 코드의 형태로 구현되는 애플리케이션은 데이터 처리 시스템(1000), 예를 들어 프로세서(1002)에 의해 실행될 수 있다. 애플리케이션을 실행하는 것에 응답하여, 데이터 처리 시스템은 본 명세서에서 더 자세히 설명될 하나 이상의 작업을 수행하도록 구성될 수 있다.

[0385] 일 양태에서, 예를 들어, 데이터 처리 시스템(1000)은 클라이언트 데이터 처리 시스템을 나타낼 수 있다. 이 경우, 애플리케이션(1018)은 실행될 때 데이터 처리 시스템(1000)이 "클라이언트"를 참조하여 여기에서 설명된 다양한 기능을 수행하도록 구성하는 클라이언트 애플리케이션을 나타낼 수 있다. 클라이언트의 예로는 개인용 컴퓨터, 휴대용 컴퓨터, 휴대전화 또는 이와 유사한 것을 포함할 수 있지만 이에 국한되지 않는다.

[0386] 다른 양태에서, 데이터 처리 시스템은 서버를 나타낼 수 있다. 예를 들어, 데이터 처리 시스템은 (HTTP) 서버를

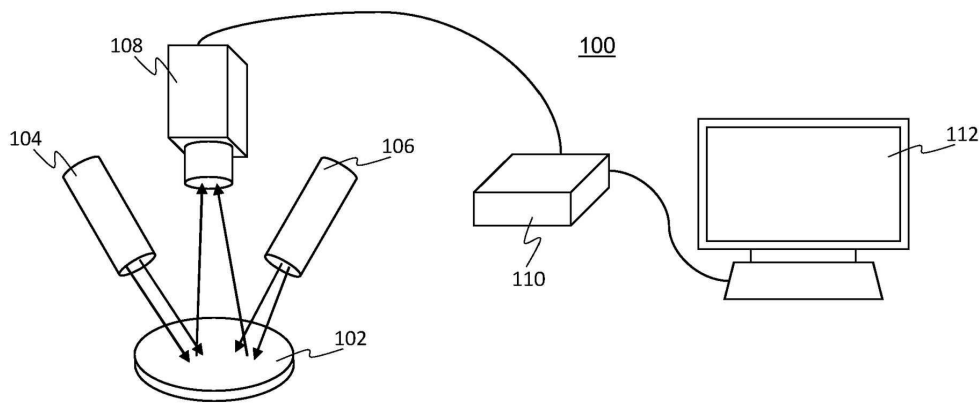
나타낼 수 있으며, 이 경우 애플리케이션(1018)은 실행될 때 (HTTP) 서버 작업을 수행하도록 데이터 처리 시스템을 구성할 수 있다. 다른 양태에서, 데이터 처리 시스템은 이 명세서에 언급된 모듈, 단위 또는 기능을 나타낼 수 있다.

[0387] 본 명세서에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 것은 아니다. 본 명세서에서 사용된 단수형은 문맥상 명백하게 다르게 나타내지 않는 한 복수형도 포함하는 것으로 의도된다. "포함하다" 및/또는 "포함하는"이라는 용어는 본 명세서에서 사용될 때 명시된 특징, 정수, 단계, 동작, 요소 및/또는 구성 요소의 존재를 지정하지만, 하나 이상의 다른 기능, 정수, 단계, 작업, 요소, 구성 요소 및/또는 이들의 그룹의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다는 것이 더욱 이해될 것이다.

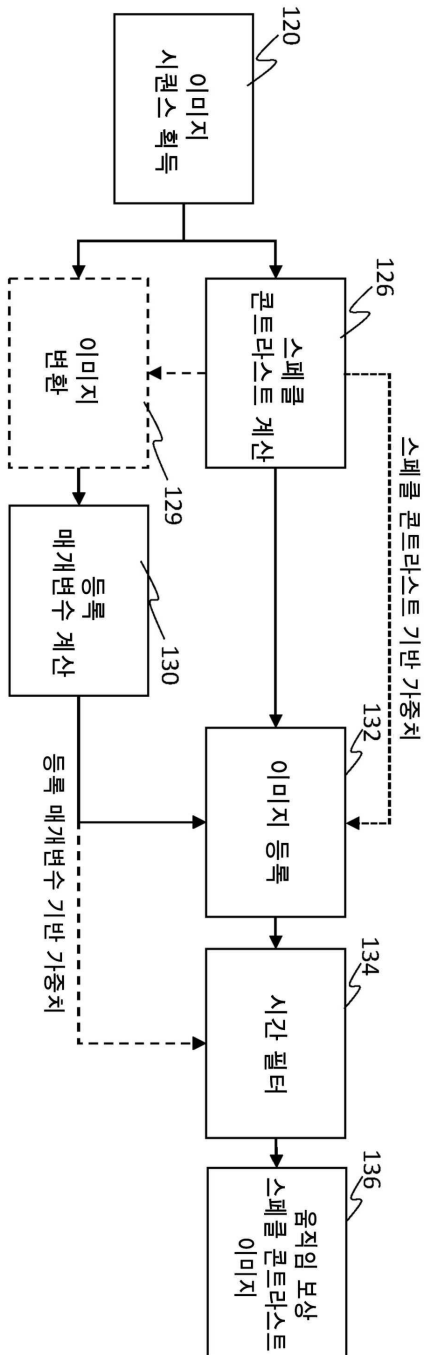
[0388] 아래 청구범위에 있는 모든 수단 또는 단계 플러스 기능 요소의 해당 구조, 재료, 작동 및 균등물은 특별히 청구된 다른 청구된 요소와 조합하여 기능을 수행하기 위한 모든 구조, 재료 또는 작동을 포함하도록 의도된다. 본 발명의 설명은 예시 및 설명의 목적으로 제공되었지만, 개시된 형태의 본 발명을 모두 포함하거나 제한하려는 의도는 아니다. 본 발명의 범위 및 정신을 벗어나지 않고 많은 수정 및 변형이 당업자에게 명백할 것이다. 실시예는 본 발명의 원리 및 실제 적용을 가장 잘 설명하고, 당업자가 고려되는 특정 용도에 적합한 다양한 수정을 갖는 다양한 실시예에 대해 본 발명을 이해할 수 있도록 하기 위해 선택되고 설명되었다.

도면

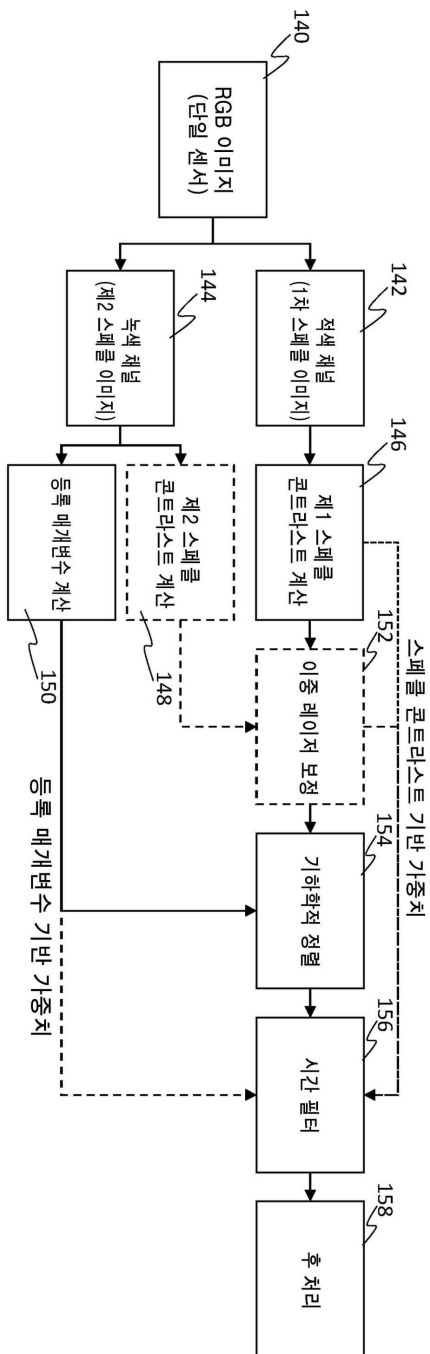
도면1a



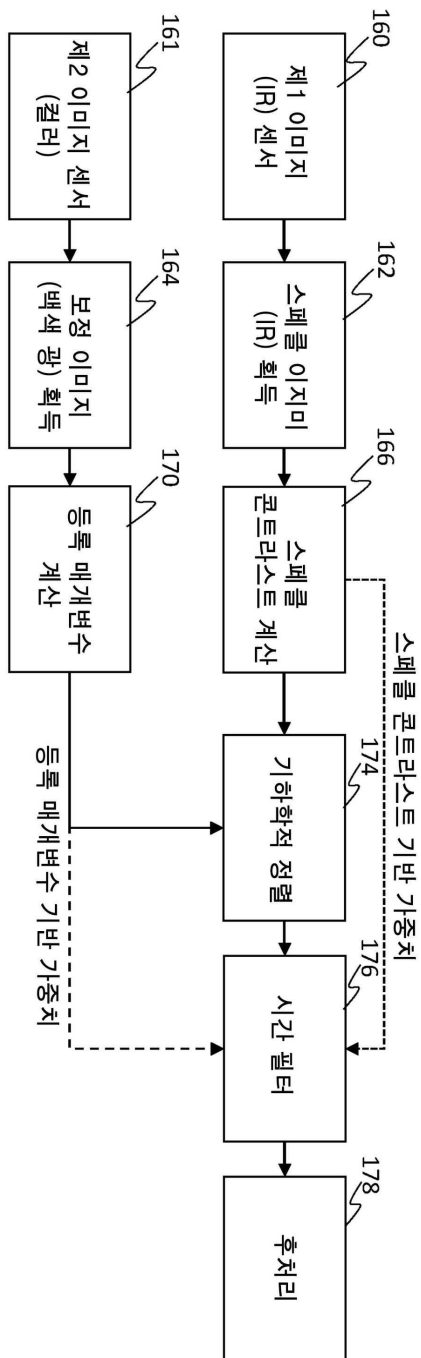
도면1b



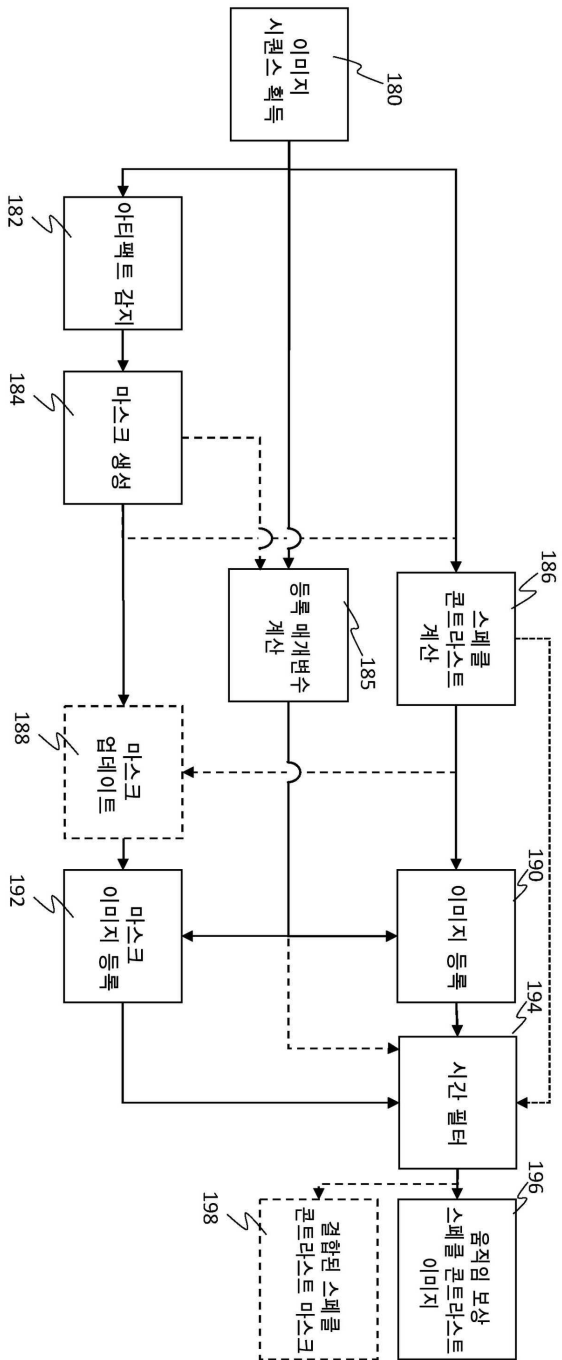
도면1c



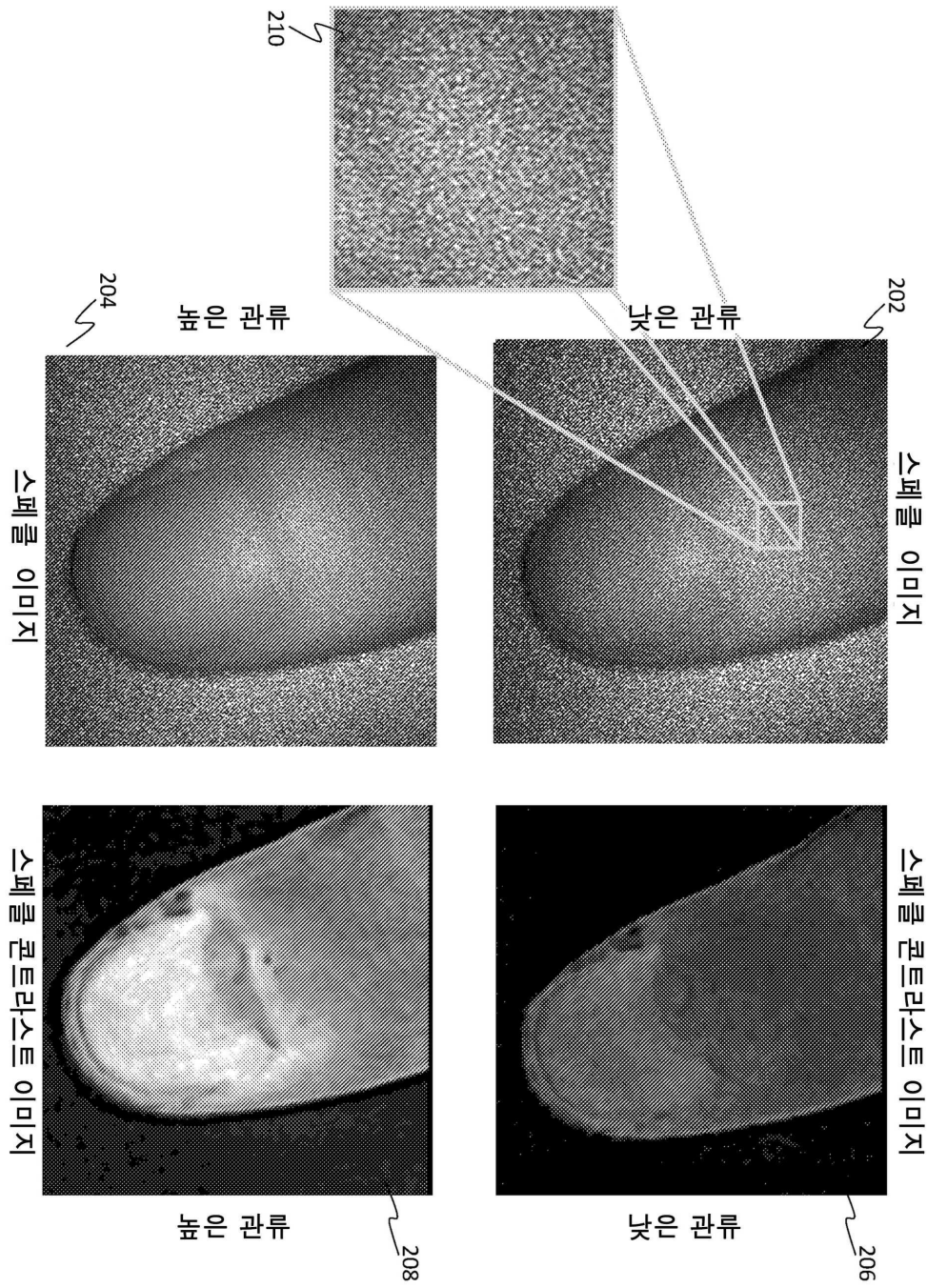
도면1d



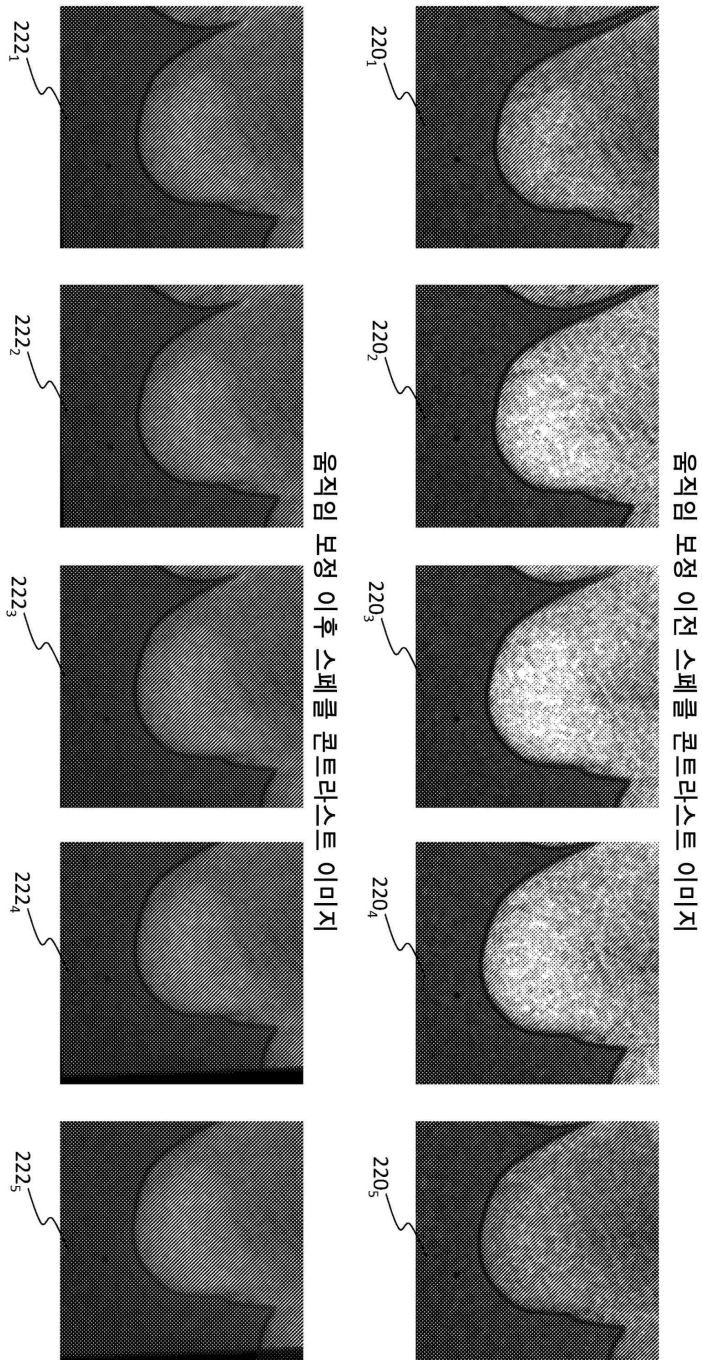
도면1e



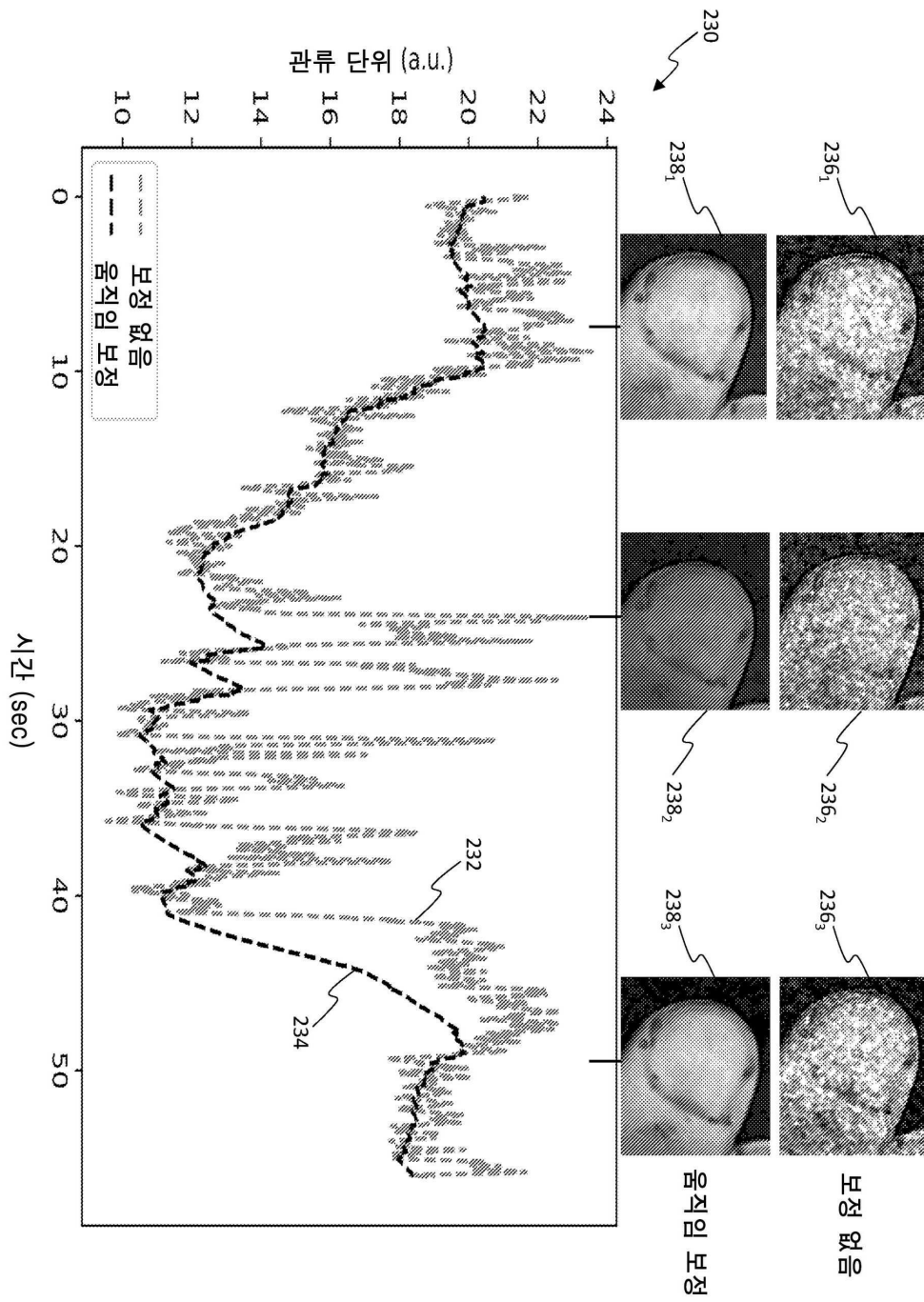
도면2a



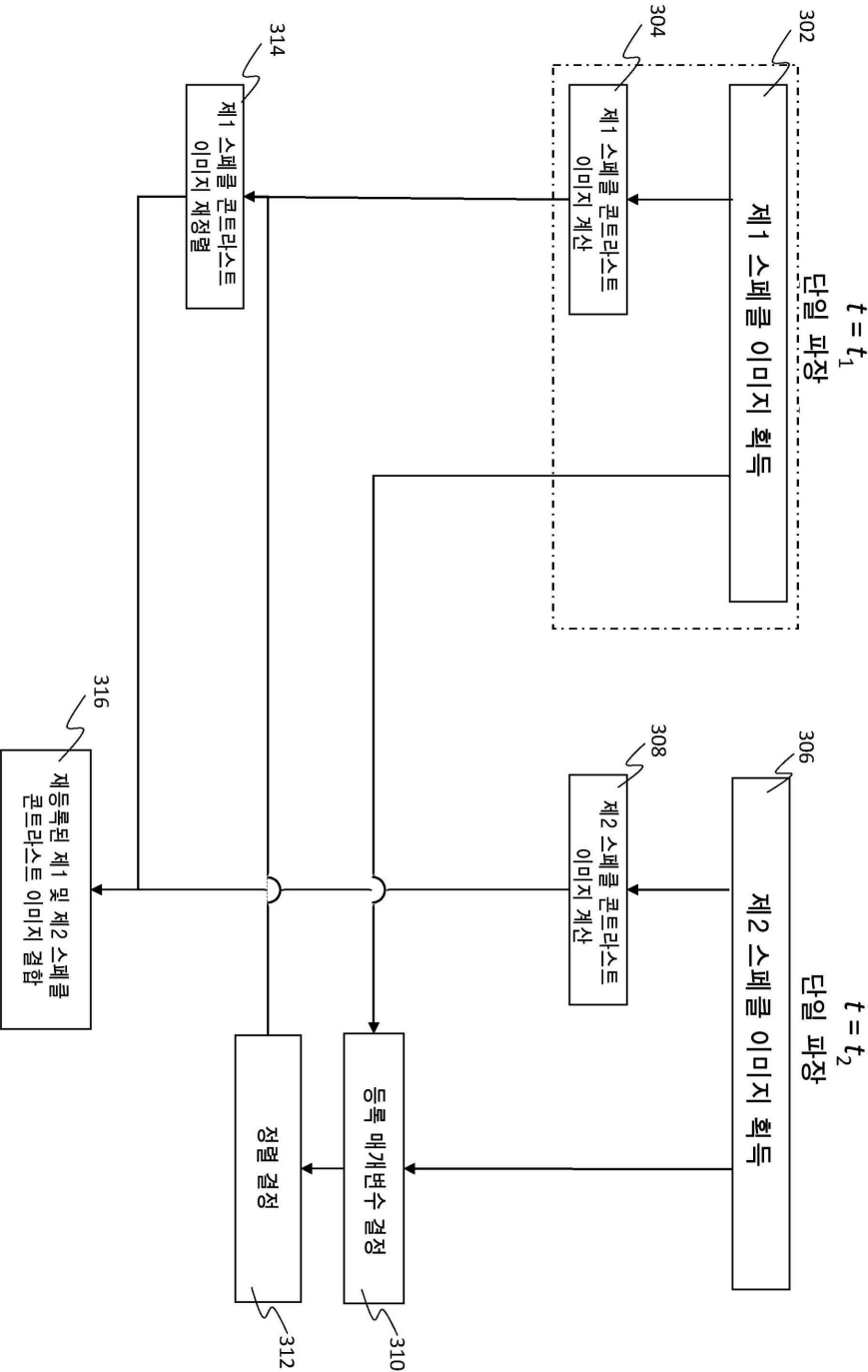
도면2b



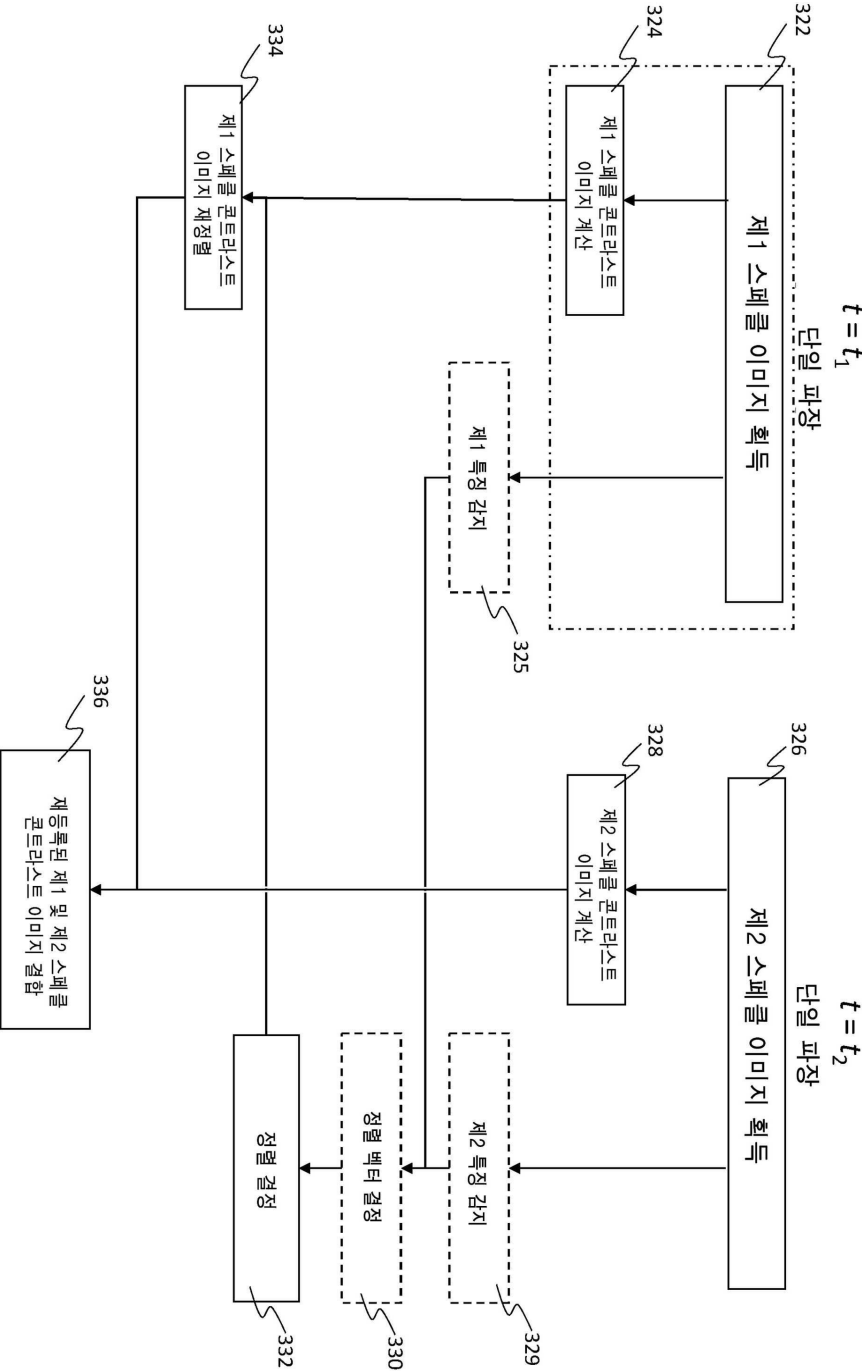
도면2c



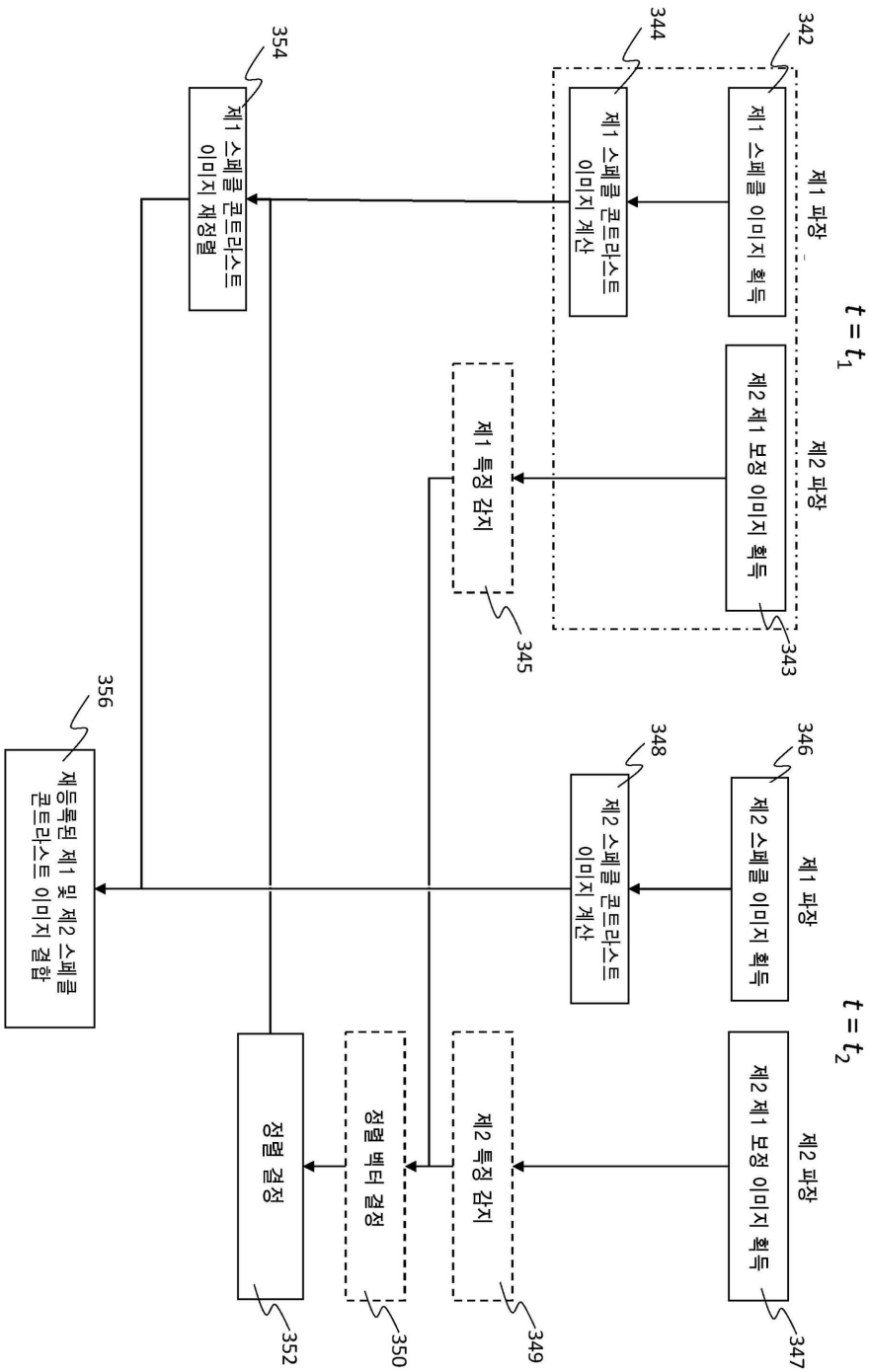
도면3a



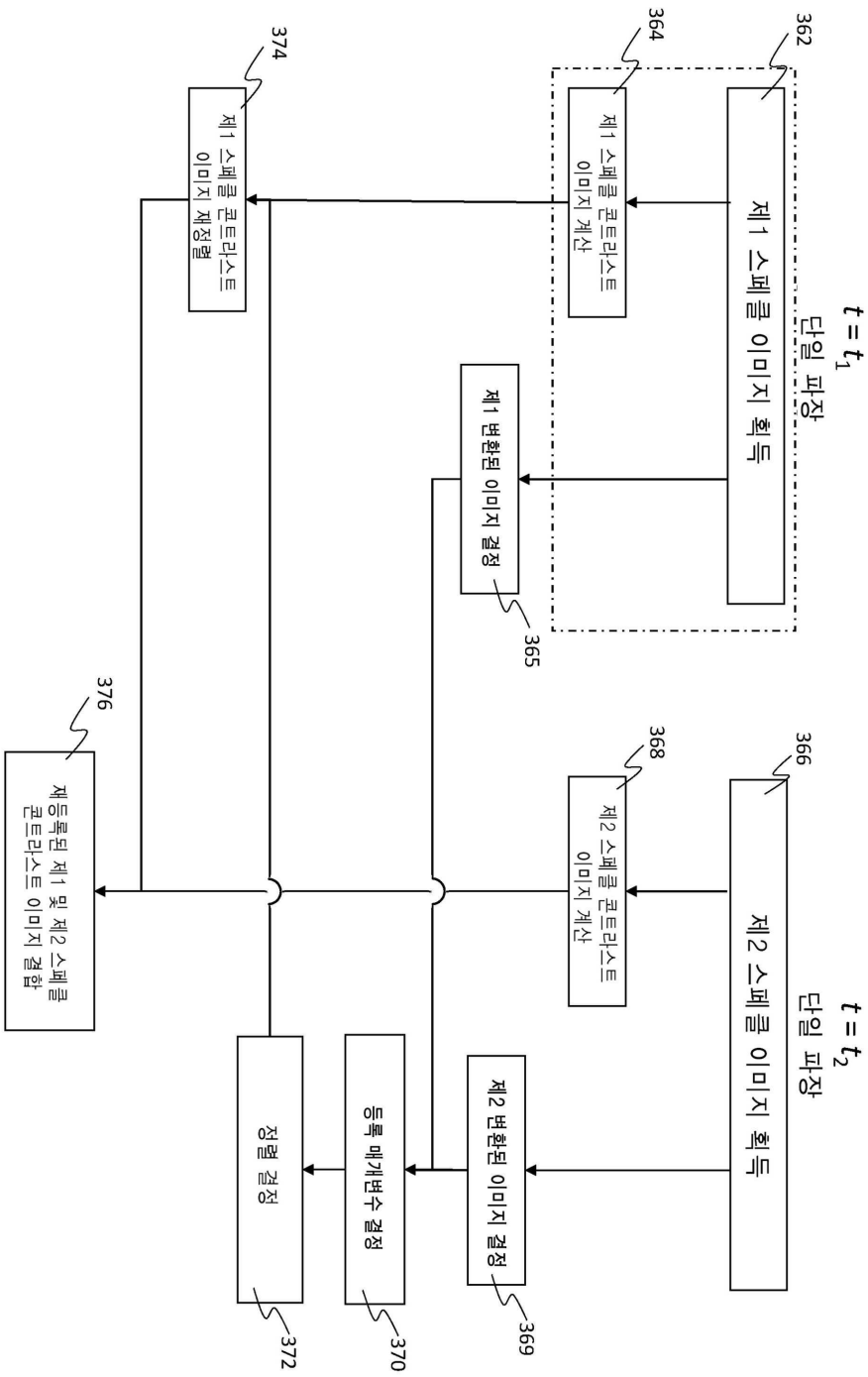
도면3b



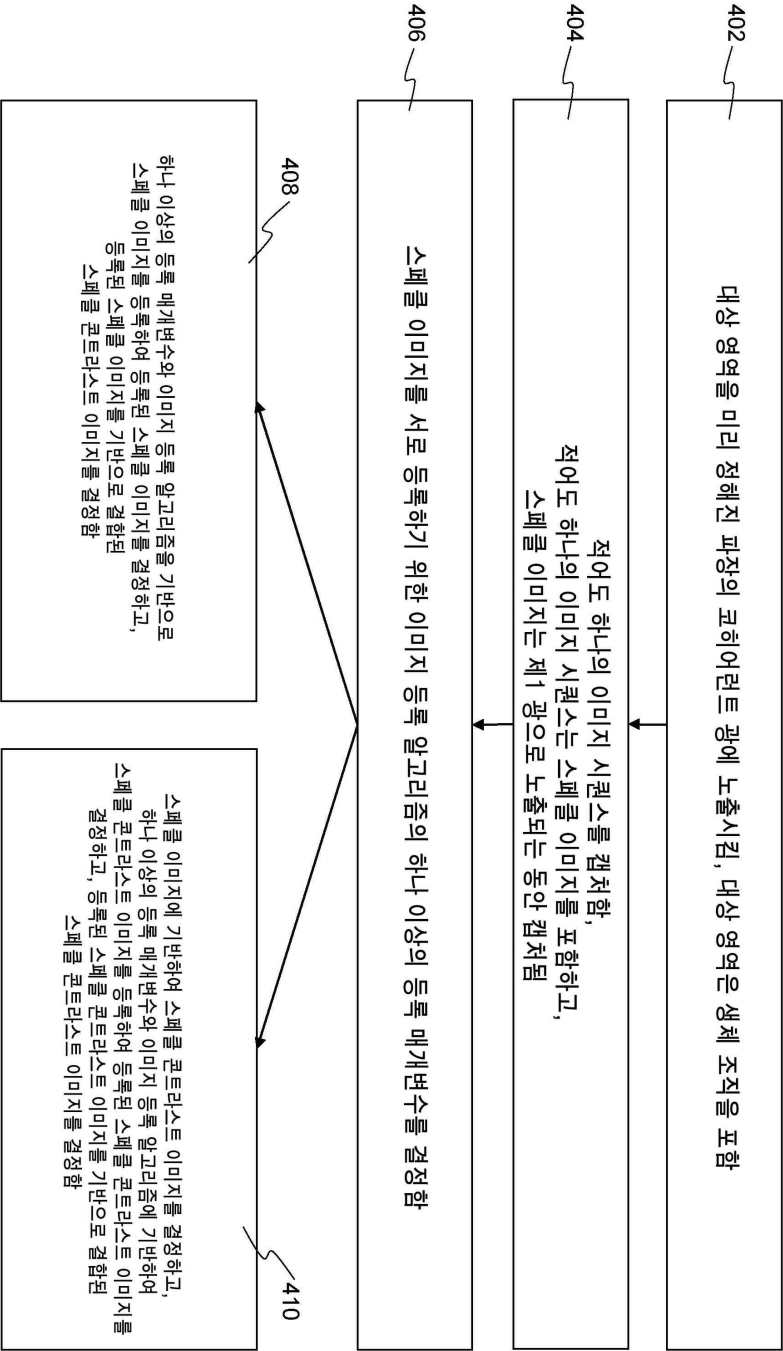
도면3c



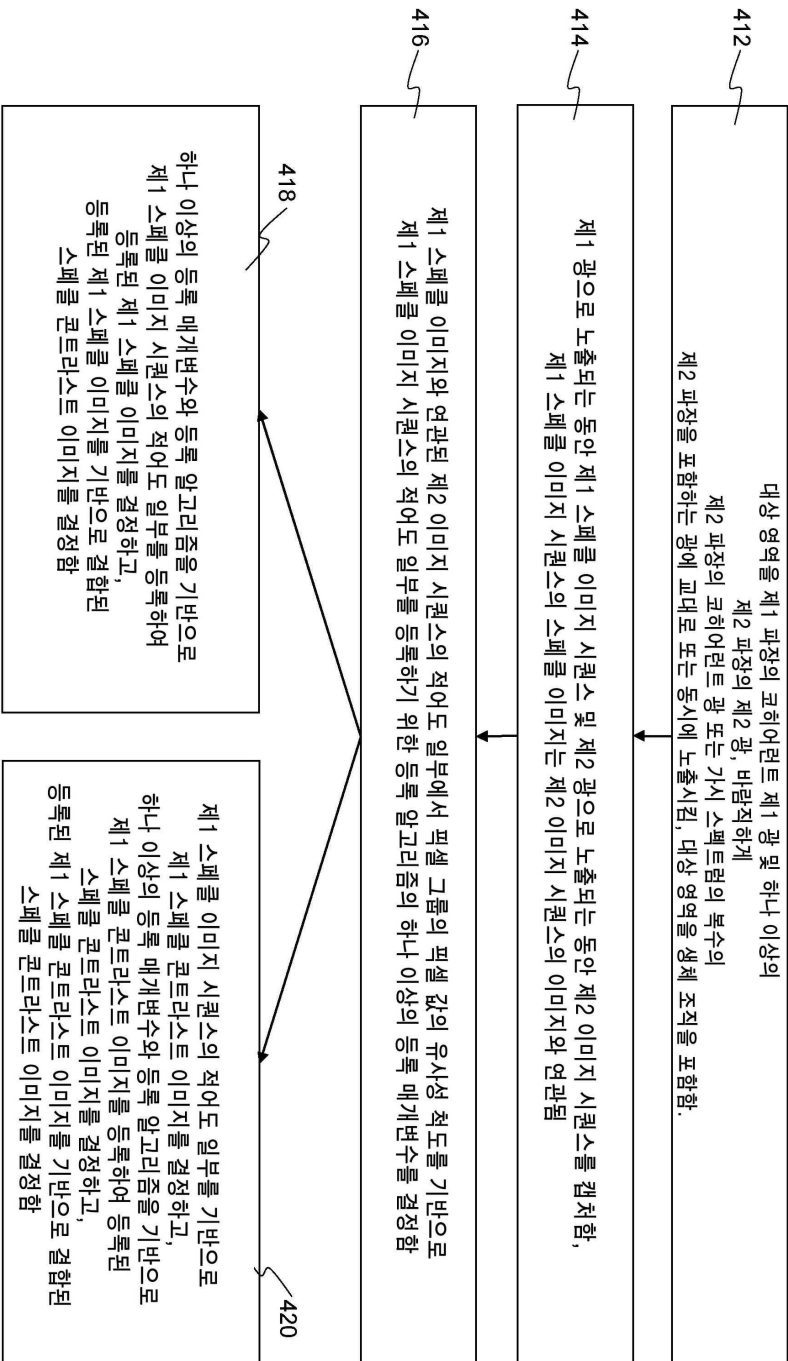
도면3d



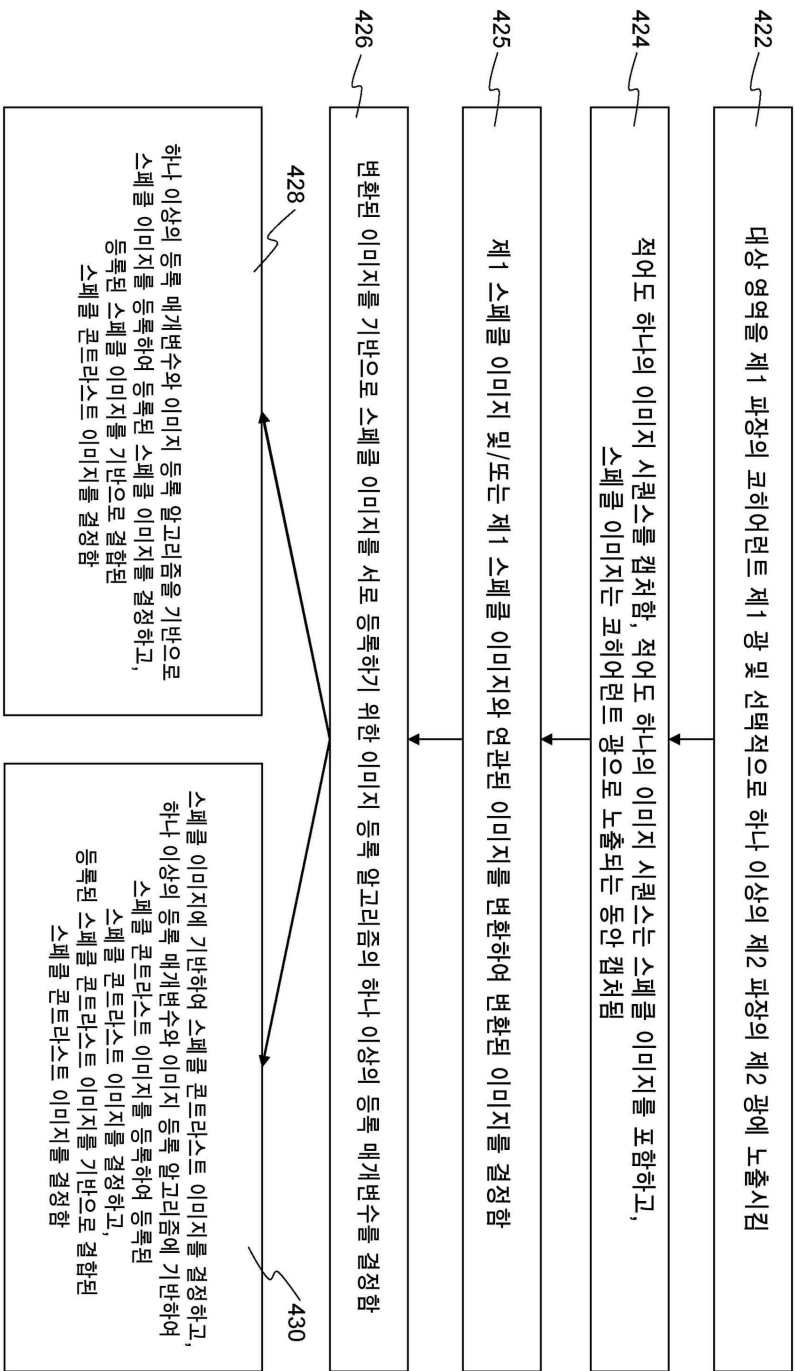
도면4a



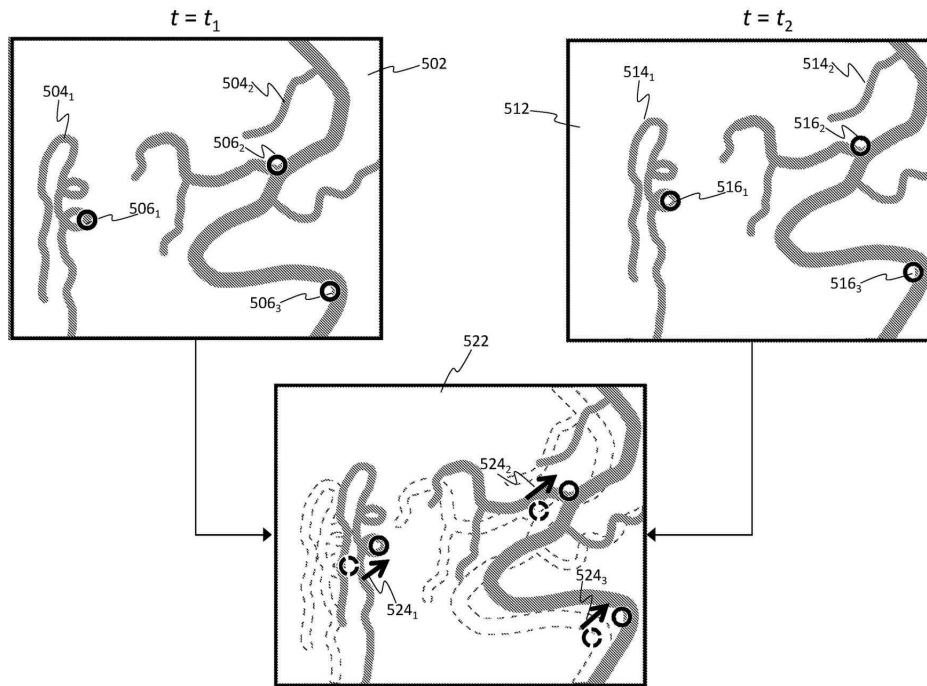
도면4b



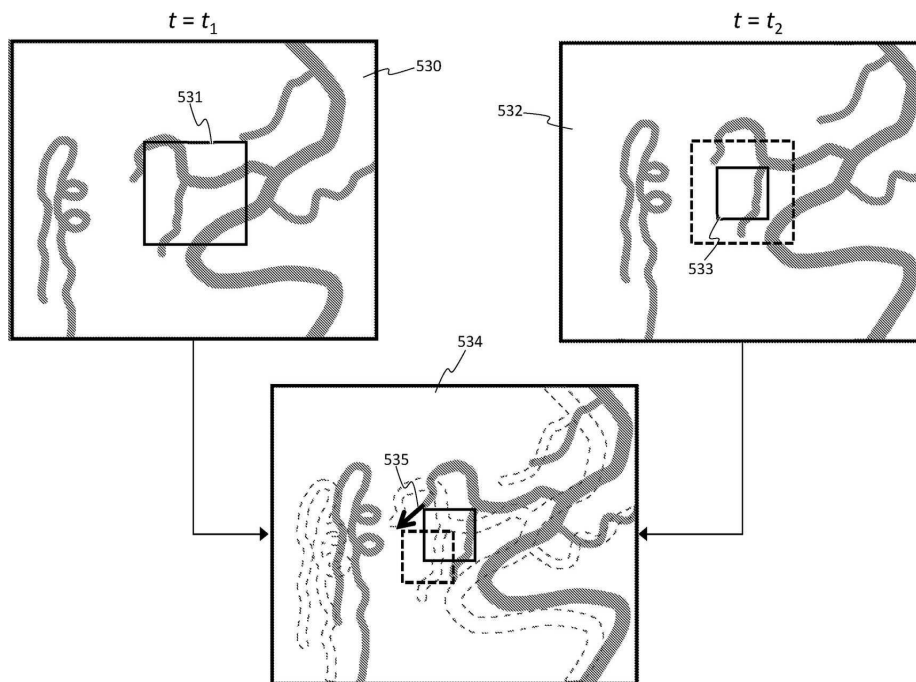
도면4c



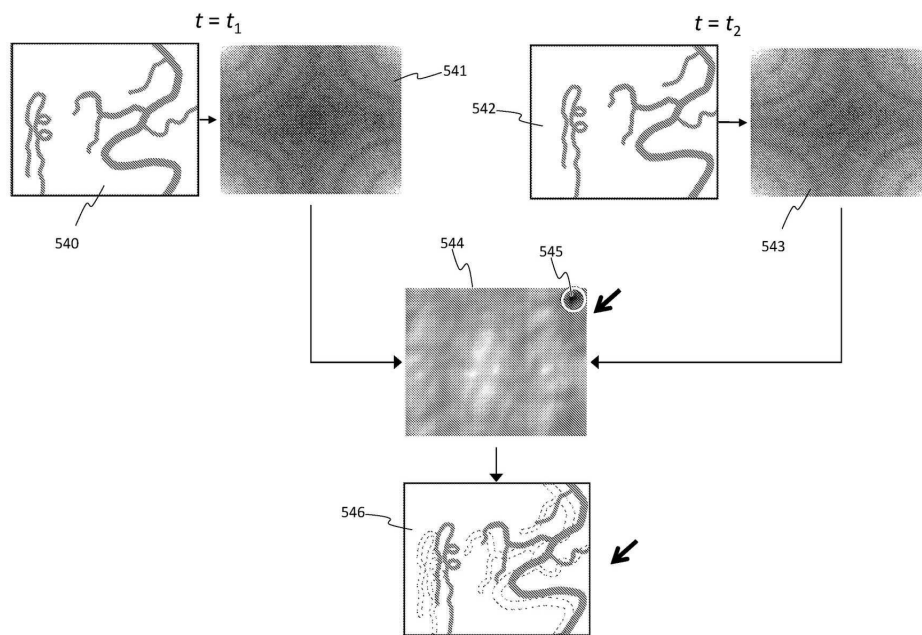
도면5a



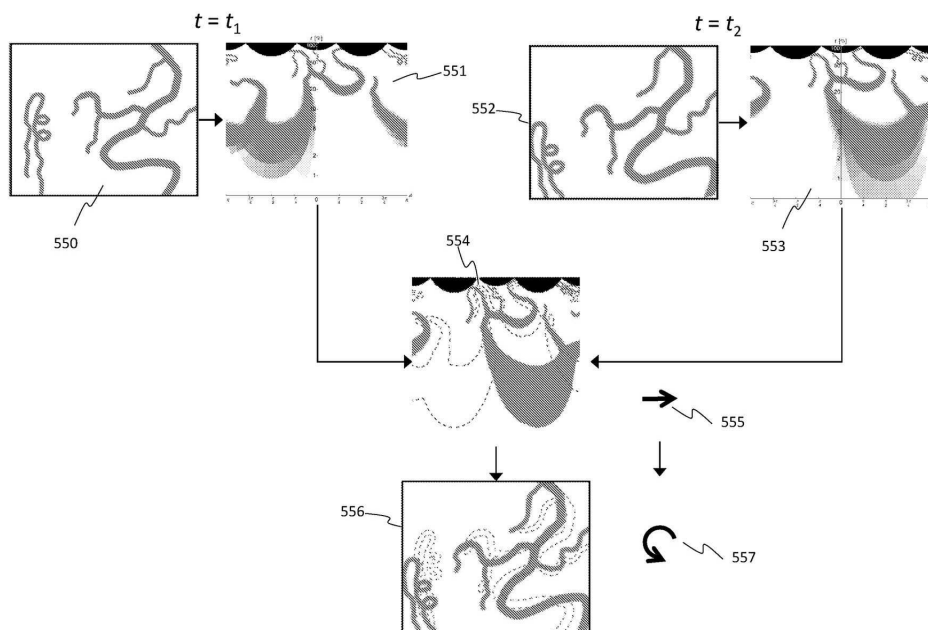
도면5b



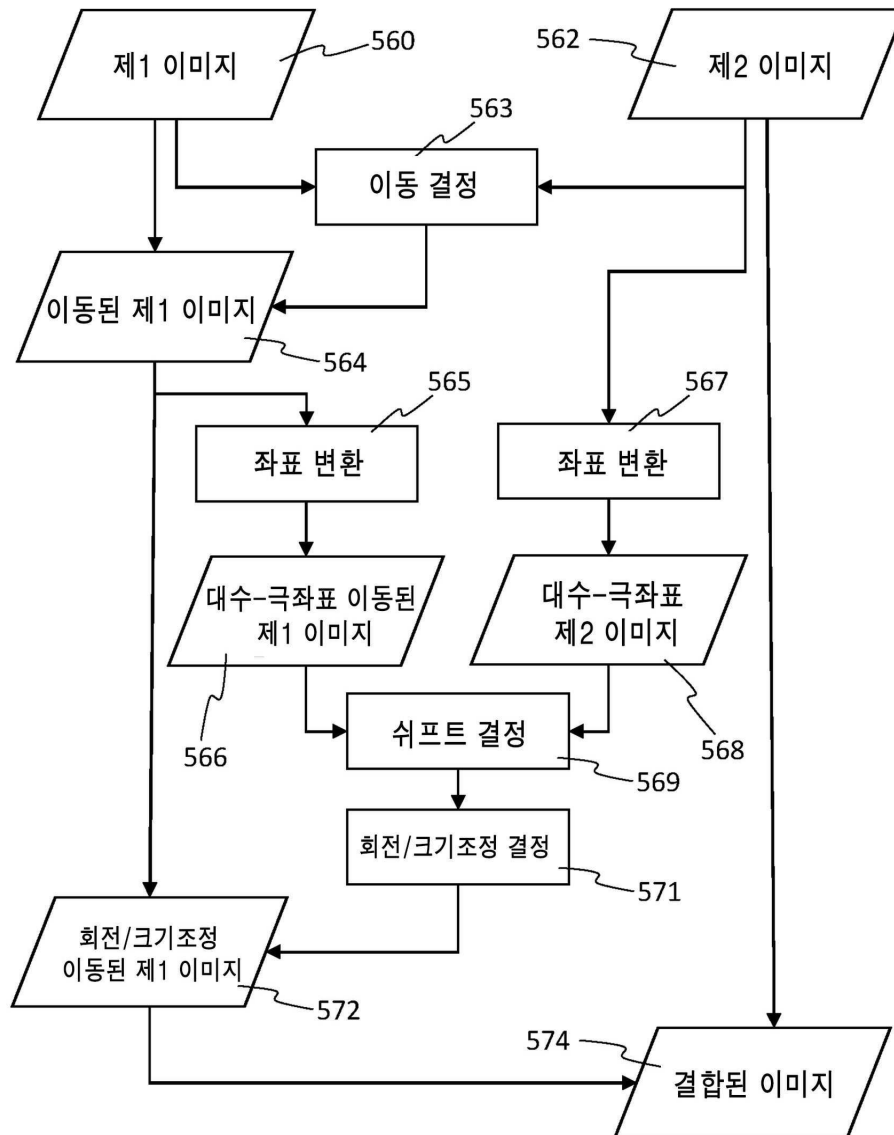
도면5c



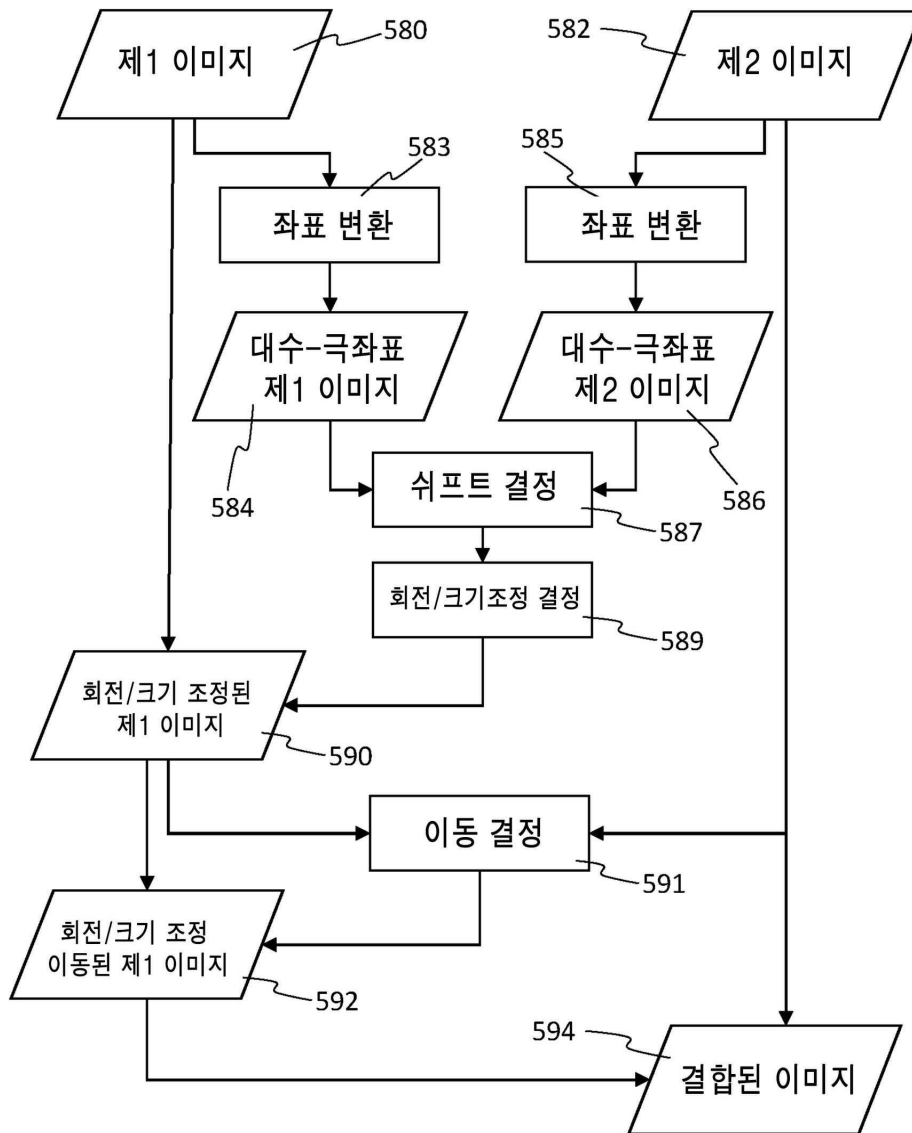
도면5d



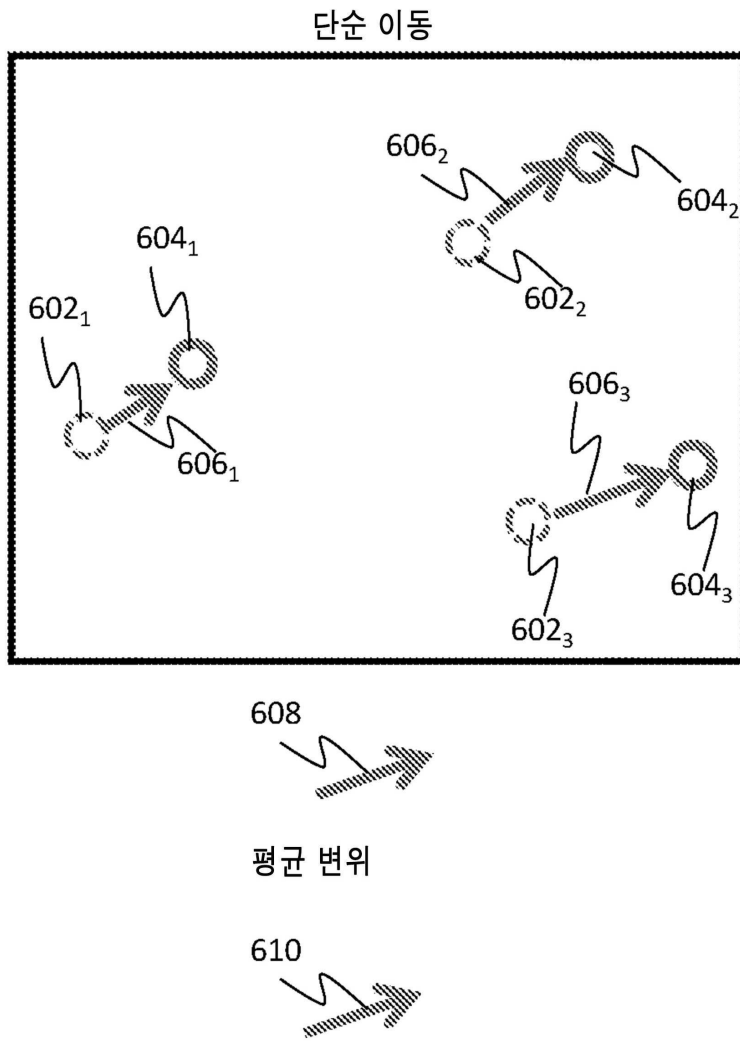
도면5e



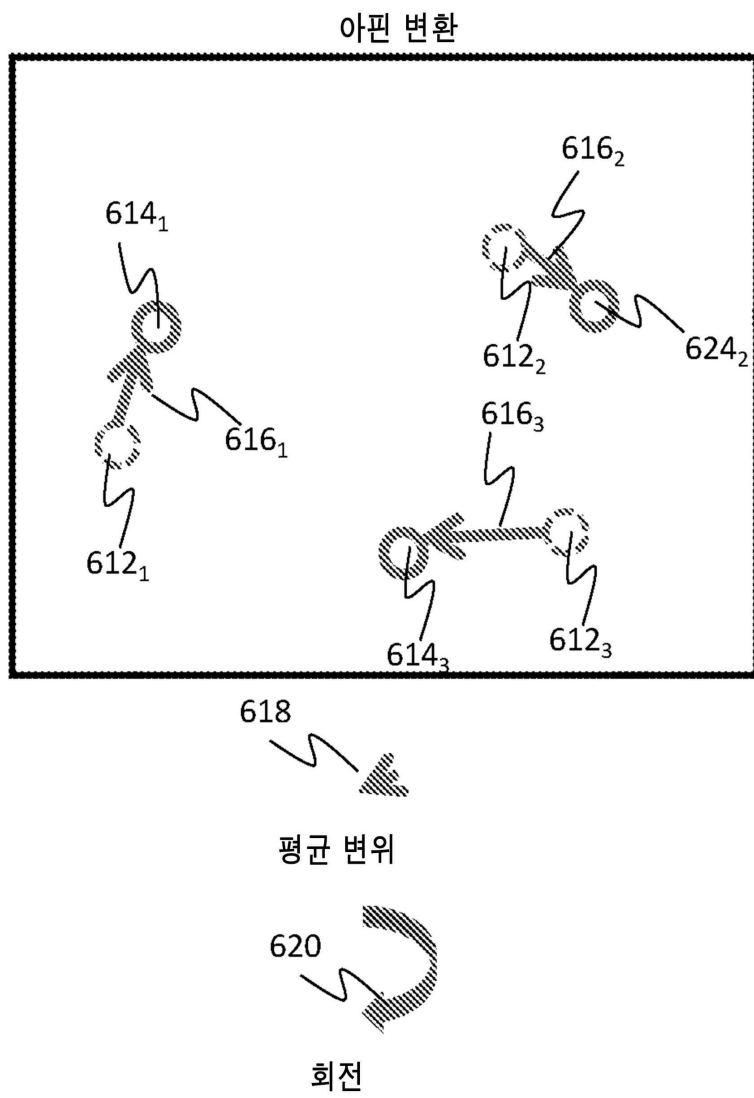
도면5f



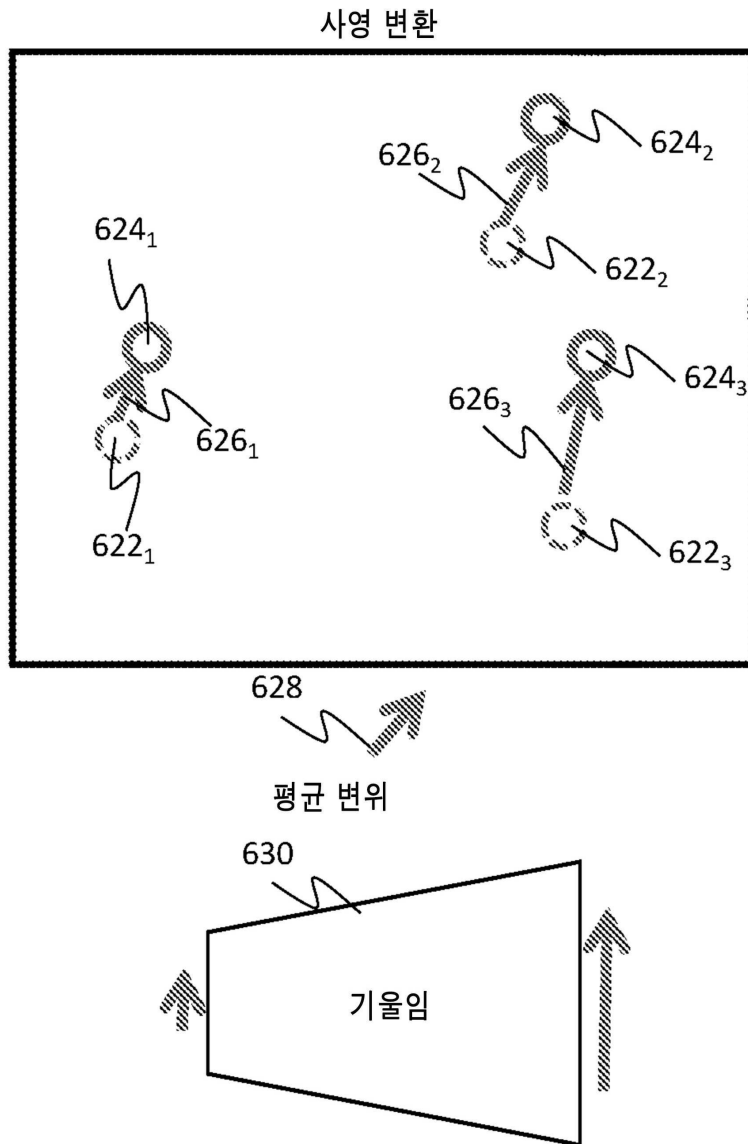
도면 6a



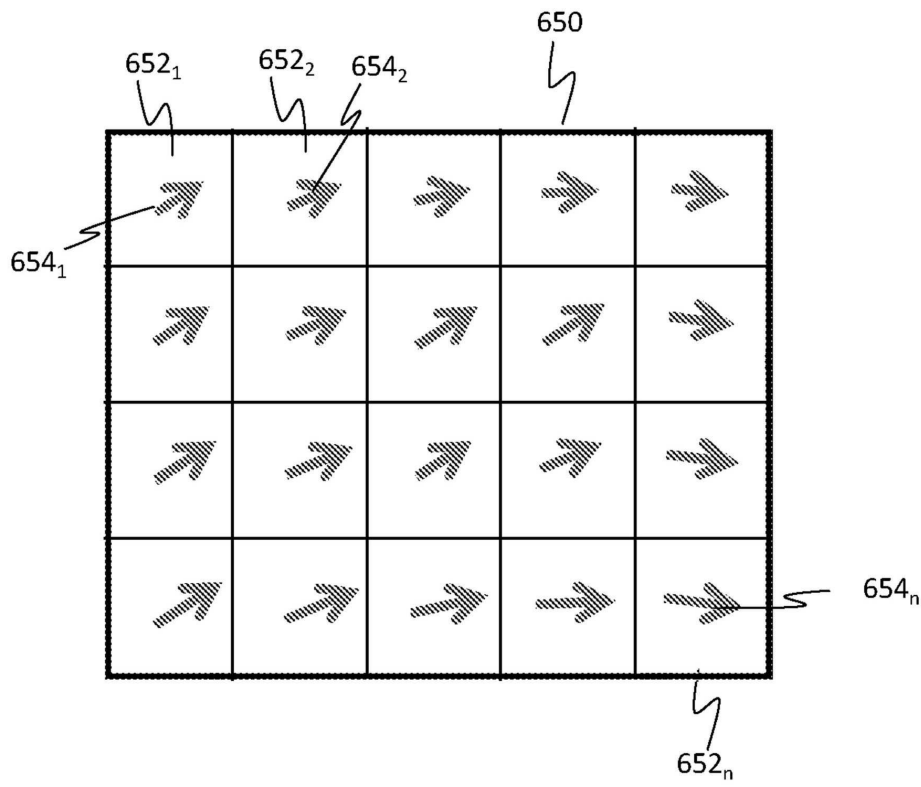
도면 6b



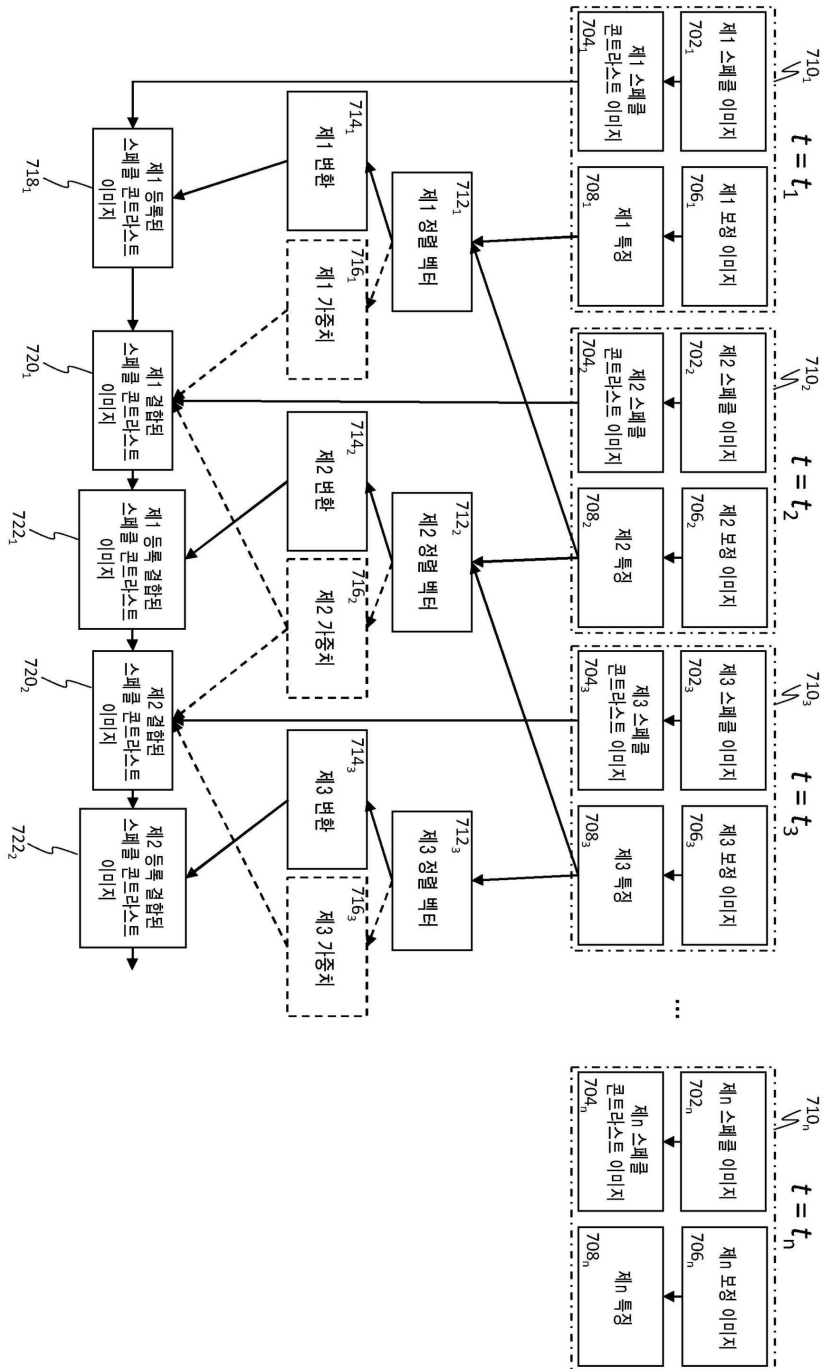
도면6c



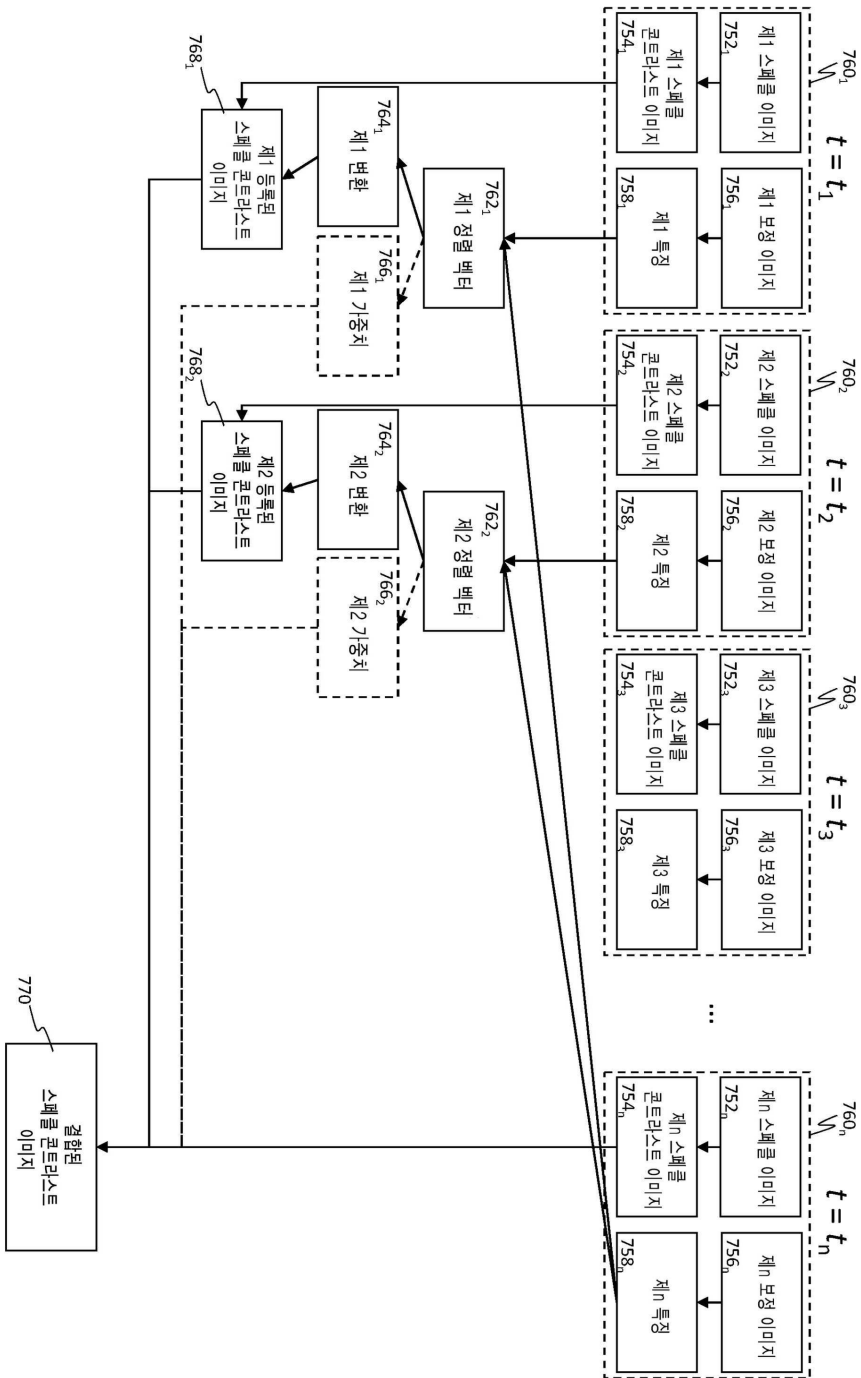
도면6d



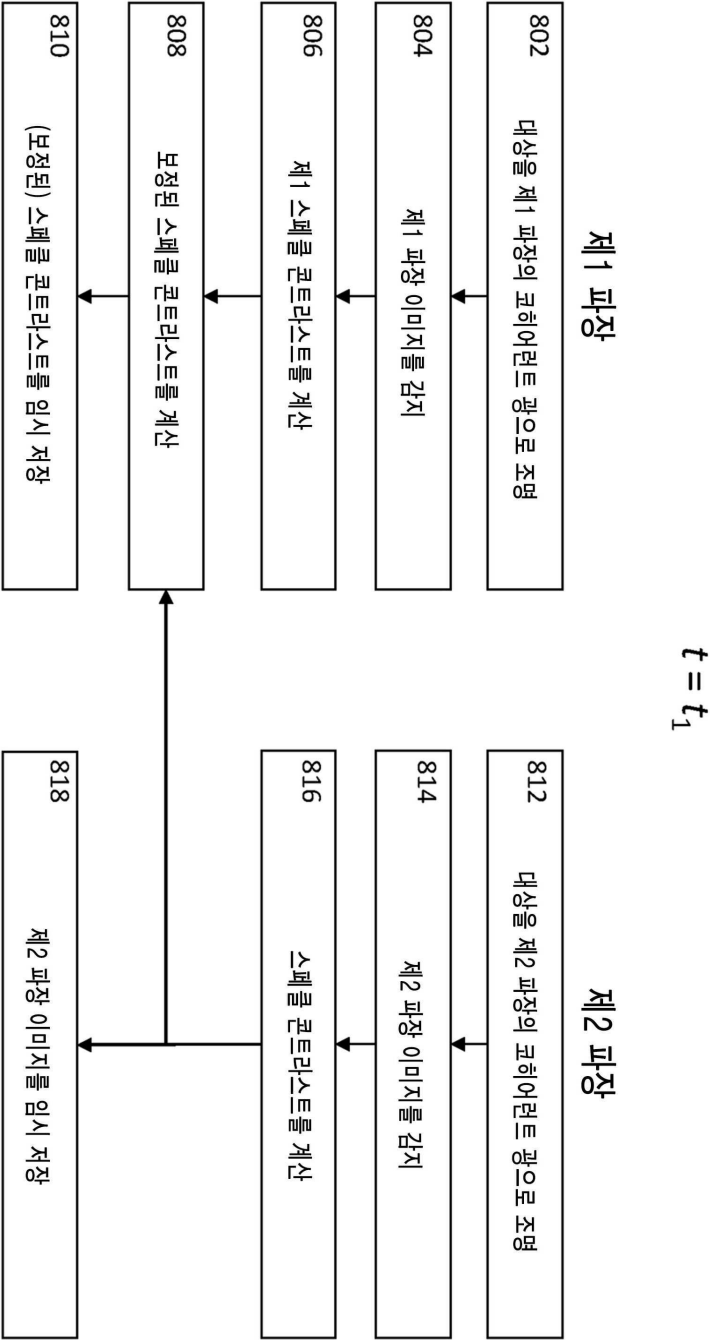
도면7a



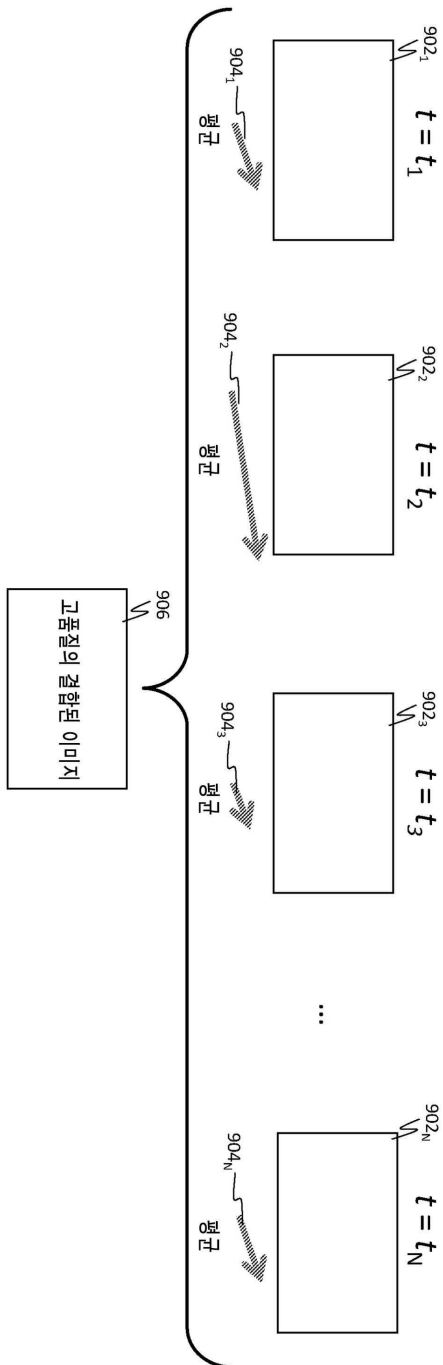
도면7b



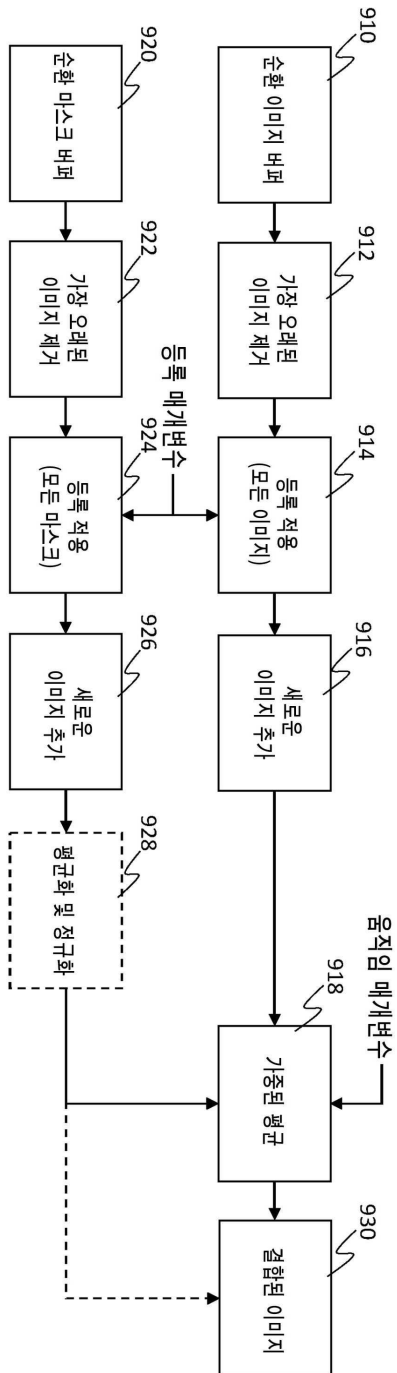
도면8



도면9a



도면9b



도면10

