



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2009-0010339
(43) 공개일자 2009년01월30일

(51) Int. Cl.⁹

A61B 10/00 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2007-0073369

(22) 출원일자 2007년07월23일

심사청구일자 2007년07월23일

(71) 출원인

고려대학교 산학협력단

서울 성북구 안암동5가1 고려대학교 내

(72) 발명자

오철환

서울 강남구 일원동 716 목련타운 103-1501

김민기

서울 강남구 개포동 1단지 현대1차아파트 103-401

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

이문섭

전체 청구항 수 : 총 10 항

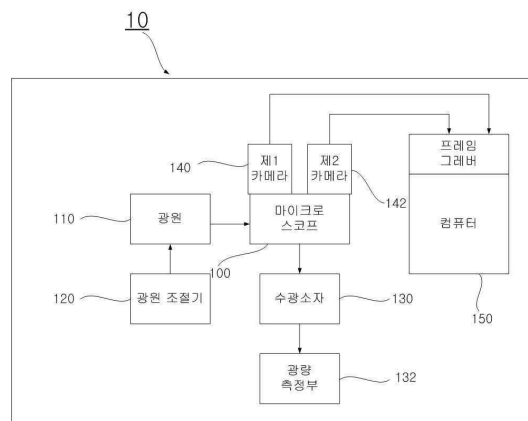
(54) 입체 영상을 이용한 향상된 피부 계측 시스템

(57) 요약

본 발명은 입체 영상을 이용한 피부 계측 시스템에 관한 것이다. 상기 피부 계측 시스템은 기존의 피부 계측 시스템을 3가지 측면에서 보정하여 보다 더 과학적이고 객관적인 3차원 표면 계측이 가능하도록 한다. 상기 피부 계측 시스템은 측정 영역으로 제공되는 광량의 레벨을 측정하고, 측정된 레벨에 따라 광원의 밝기 레벨을 조정함으로써, 항상 일정한 광량이 측정 영역으로 제공되도록 한다. 또한, 상기 피부 계측 시스템은 모사판의 최고점을 영점 변이(Zero Disparity)로 하여 영상을 획득하여 미교차 변이를 이용한 변이도를 구함으로써, 정확한 영상 획득을 할 수 있게 된다. 또한, 상기 피부 계측 시스템은 카메라의 캘리브레이션 및 보정 과정을 거침으로서, 수렴 카메라 모델에서 얻은 영상으로부터 정확한 깊이 정보 추출을 할 수 있게 된다.

본 발명에 의하여, 미세한 변화를 검출해야 되는 아토피 피부염의 중증도를 판별하는 데 있어 보다 과학적이고 객관적인 결과를 도출할 수 있게 된다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

문종섭

서울 강동구 고덕동 고덕시영아파트 7-404

이언석

서울시 양천구 신월1동 91-16 3층

박상용

서울 송파구 잠실4동 진주아파트 1동 915호

하승한

충북 청주시 상당구 석교동 48번지

이전우

대구시 달서구 송현동 그린멘션 106동 1105호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10028284

부처명 산업자원부

연구사업명 중기거점기술개발사업

연구과제명 첨단고해상도 생체영상 진단기기 핵심 원천기술 및응용기술 개발

주관기관 고려대학교 산학협력단

연구기간 2004.07.31~2009.08.31

특허청구의 범위

청구항 1

마이크로스코프;

소정의 주파수 대역의 광을 제공하는 광원;

상기 광원으로부터 대상물의 측정 영역으로 제공되는 광을 감지하여 전기적 신호로 변환하여 출력하는 수광 소자;

상기 수광 소자로부터 제공되는 전기적 신호에 따라 광량의 레벨을 출력하는 광량 측정부;

상기 광량 측정부에 의해 출력되는 광량의 레벨에 따라, 상기 광원의 레벨을 조절하는 광원 조절기;

상기 마이크로스코프를 통해 확대된 상기 측정 영역에 대한 좌·우 영상을 각각 획득하는 제1 및 제2 카메라;

상기 제1 및 제2 카메라에 의하여 획득된 좌·우 영상들을 이용하여 측정 영역을 분석하는 컴퓨터;

를 구비하고, 제1 및 제2 카메라를 이용하여 영상을 획득하기 전에, 대상물의 측정 영역으로 제공되는 광량의 레벨을 검출하고, 검출된 광량의 레벨에 따라 광원의 레벨을 조절하여 광원 보정을 함으로써, 대상물의 측정 영역으로 항상 일정한 광량을 제공하여 획득된 입체 영상을 이용하여 생체 표면을 측정하는 피부 계측 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 수광 소자는 포토다이오드이며, 상기 광량 측정부는 멀티미터인 것을 특징으로 하는 피부 계측 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 광원 조절기는 8비트로 구성된 디지털 광원 조절기인 것을 특징으로 하는 피부 계측 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 피부 계측 시스템은 피부 표면 측정에 적용하는 경우, 해당 피부 표면의 측정 영역에 대해 제작된 모사판의 최고점을 영점 변이(zero disparity)로 맞추어 좌·우 영상을 획득하고, 획득된 좌·우 영상에 대하여 미교차 변이(uncrossed disparity)를 이용한 변이도(disparity map)를 작성하며, 상기 변이도에 대하여 수학적식에 따른 영상 변환 계산을 하여, 해당 피부 표면의 측정 영역에 대한 영상을 획득하는 것을 특징으로 하는 피부 계측 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 모사판에 대한 좌·우 영상을 획득하기 전에 상기 광원 보정을 하는 것을 특징으로 하는 피부 계측 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서, 피부 계측 시스템은 캘리브레이션 리그를 이용하여 상기 제1 및 제2 카메라에 대한 캘리브레이션(calibration)을 수행하며, 상기 캘리브레이션 과정은 제1 및 제2 카메라의 내부 파라미터와 외부 파라미터를 구하고, 상기 내부 파라미터와 외부 파라미터를 이용하여 제1 및 제2 카메라에 대한 카메라 행렬들을 계산하는 것을 특징으로 하는 피부 계측 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 캘리브레이션 리그는 각 면이 174.2mm로 연결되며, 한 면당 49개의 포인트를 갖도록 하여, 상기 피부 계측 시스템이 인체 표면을 측정할 수 있도록 캘리브레이션하는 것을 특징으로 하는 피부 계측 시스템.

청구항 8

제6항에 있어서, 상기 피부 계측 시스템은 상기 계산된 제1 및 제2 카메라에 대한 카메라 행렬들을 이용하여 보정 알고리즘을 이용하여 보정(rectification)하여 보정된 카메라 행렬을 계산하며, 상기 보정된 카메라 행렬을 이용하여 영상을 보정하고, 보정된 영상을 이용하여 변이(disparity)를 검출하는 것을 특징으로 하며, 상기 보정 알고리즘은 좌·우 영상에 대하여 한 쌍의 대응되는 에피폴라 라인(epipolar line)을 영상의 수평 주사선 중 하나에 평행(parallel)하고 동일직선상(collinear)에 있도록 만드는 알고리즘인 것을 특징으로 하는 피부 계측 시스템.

청구항 9

제6항에 있어서, 상기 내부 파라미터는 영상 평면의 좌표값을 픽셀 좌표값으로 변환하는 카메라 내부에서의 변환특징을 나타내는 파라미터이며, 상기 외부 파라미터는 알지 못하는 카메라 좌표와 알고 있는 월드 좌표계 사이의 변환을 나타내는 기하학적 요소의 집합인 것을 특징으로 하는 피부 계측 시스템.

청구항 10

제8항에 있어서, 상기 보정 알고리즘은 상기 제1 및 제2 카메라에 대한 카메라 행렬들과 한쌍의 입체 영상이 입력되며, 카메라 좌표계의 좌표값에서 월드 좌표계의 좌표값으로 변환하고, 월드 좌표계(world coordinate)로서 좌표값을 영상 좌표계의 좌표값으로 변환하는 변환 행렬을 작성하여 상기 영상들을 보정하는 것을 특징으로 하는 피부 계측 시스템.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

- <21> 본 발명은 입체 영상을 이용한 피부 계측 시스템에 관한 것으로서, 더욱 구체적으로는 표준화된 광원을 제공하고, 모사판의 두께에 따른 오차없는 정확한 영상의 획득 및 카메라 캘리브레이션과 보정을 통해 미세한 표피에 대한 측정을 할 수 있도록 하는 입체 영상을 이용한 피부 계측 시스템에 관한 것이다.
- <22> 최근 연구에 의하면 서울에 거주하는 6세의 미만의 어린이 중 아토피 피부염(atopic dermatitis)의 유병율이 41.7%로서 아토피 피부염환자는 급속도로 증가하고 있다. 또한, 이와 관련된 많은 종류의 치료제 및 개선제가 개발되고 있으며, 시판되고 있다. 그러나 피부 질환의 임상평가에서 약제의 효능 관정을 객관화하고 정량화 하는데 기초가 되는 과학적인 연구는 많지 않은 상태이다. 현재 아토피 피부염의 평가를 위한 방법으로 임상에서 이용되는 SCORAD index 등의 육안 평가법이 있으며, 의공학적인 평가법으로는 corneometer, D-Squame, evaporimeter, pH-meter, spectrophotometer 등을 이용한 피부 각질층의 수분함량, 수분의 증발 정도, 피부 탄력도, 피부색 등을 계측하는 방법이 있다. 최근 의공학적으로 피부 표면 상태의 변화를 계측하여 아토피 피부염의 중증도(severity)를 평가하는 방법이 아토피 피부염의 중증도를 객관화하는데 이용되고 있으며 그 방법들로는 표면 계측기(profilometer)를 이용하는 방법, 영상분석(image analysis)을 이용한 형태학적 계측법과 밀도 측정법, 레이저 표면계측기(laser profilometer)를 이용한 방법 등이 있다. 그러나 이와 같은 방법들은 피부 표면 상태 계측 원리의 부적절성과 2차원적 데이터를 기본으로 한다는 점 등에서 피부의 삼차원 표면 상태를 정확하게 정량화하기 힘든 문제점이 있다. 이에 따라 최근에 입체영상(stereo image)을 이용한 발명을 새로운 해결책으로서 제시한 바 있다.
- <23> 입체 영상을 이용하는 방법은 미국의 우주계획인 아폴로(Apollo) 계획 중 달 표면의 분화구의 깊이를 측정하는데 처음 이용한 방법으로 피부과학 및 화장품 공학 분야에 적용시켜 피부의 형태적 특징을 측정하는 방법이다.
- <24> 이것은 대상물체를 한쪽 눈으로는 입체감을 느끼지 못하지만, 두 눈으로 물체의 상을 인식하게 되면 양쪽 눈에서의 이미지 차이를 대뇌에서 분석하여 물체의 입체감을 느끼게 되고 원근감도 정확히 알아볼 수 있다는 원리를 이용한 것이다. 이와 같은 원리를 바탕으로 동일한 물체에 대해 두 대의 CCD 카메라로 획득한 한 쌍의 영상으로부터 스테레오 정합(stereo matching)과정을 수행하면, 두 영상 사이에 거리의 차이가 생기는데 이것을 변이(disparity)라고 한다. 변이의 개념에는 깊이의 정보가 내재되어 있어 X축 및 Y축 뿐만 아니라 Z축의 측정도 가능하게 되어 삼차원적 정보를 알 수 있으며, 이를 이용하여 생체표면의 삼차원 형태학적 특성의 정량적 계측이

가능하다.

- <25> 이와 같은 방법으로 피부의 형태학적 특징을 계측할 경우 우선 피부주름 모사판(replica)을 제작하여야 한다. 모사판의 재료로는 주로 미세한 입자 구조를 가진 실리콘 러버(silicon rubber)를 이용하는데 resin과 catalyzer를 혼합 후 원하는 부위에 부착하여 고정시킨다. 피부를 직접 측정하지 않고, 모사판을 사용하는 이유는 측정의 공간적, 시간적 용이함과 고정(fixing)의 장점을 이용할 수 있기 때문이다. 그러나 모사판을 사용하여 입체영상을 이용한 측정의 경우, 피부 주름 부분이 아닌 모사판 제작 시 발생하는 주름 이외의 두께로 인한 오차가 발생하는 문제점을 가지고 있다.
- <26> 또한, 기존의 입체 영상 시스템(stereo image system)의 경우, 일반적으로 계산의 복잡성으로 인해 비수렴형(standard static model or non-convergence model)으로 가정하여 측정해 왔다. 입체 영상 시스템에서 좌·우 영상의 변이(disparity)가 생기지 않는 위치를 영점 변이(zero disparity)라 한다. 일반적인 입체 카메라를 사용하는 데 있어서 영점 변이는 무한대 지점(infinite point)이다. 하지만, 실제로는 영점 변이(zero disparity)를 위한 기기적인 틀어짐 등에 의해 수렴형(convergence model)일 가능성이 제기됨에 따라, 기존의 측정 방법에 오차가 발생하는 문제점이 있다.
- <27> 마지막으로 일반 카메라를 이용한 시스템과는 달리 피부라는 미세한 표면을 계측하기 때문에, 현미경과 더불어 광원(light source)의 사용이 필수적이다. 그러나 광원을 사용한 영상 획득에는 광량 왜곡이라는 문제점이 뒤따르기 마련이다. 이는 피부과에서 사용하고 있는 계측장비 중 D-Squame와 SCDA(Skin Color Distribution Analyzer)시스템 같이 광원을 사용하는 장비의 경우는 광량 왜곡이라는 동일한 문제점을 갖고 있다.
- <28> 이에 본 출원인은 피부표면의 삼차원 형상을 계측하는 방법 중, 위의 3가지 측면에서 기존의 문제점을 개선하여 보다 정확하고 과학적인 평가방법을 제시, 확립하는 방안을 제안하고자 한다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

- <29> 전술한 문제점을 해결하기 위한 본 발명의 목적은 시간과 공간에 관계없이 일정한 광량을 제공할 수 있는 광원을 가짐으로써, 항상 표준화된 광량에 따른 입체 영상을 획득할 수 있는 피부 계측 시스템을 제공하는 것이다.
- <30> 본 발명의 다른 목적은 동일부위에서 제작된 모사판은 모두 같은 형태로 3차원 복원될 수 있도록 하는 영상 획득 방법을 갖는 피부 계측 시스템을 제공하는 것이다.
- <31> 본 발명의 또 다른 목적은 한 쌍의 대응되는 에피폴라 라인을 영상의 수평 주사선 중 하나에 평행하고 동일직선상에 있도록 만들기 위한 보정 알고리즘을 사용하여 입체 영상을 보정하고, 보정된 영상으로부터 변위를 추출함으로써, 모사판을 정확하게 3차원 복원할 수 있도록 하는 카메라 캘리브레이션 및 보정 방법을 갖는 피부 계측 시스템을 제공하는 것이다.

발명의 구성 및 작용

- <32> 전술한 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 특징에 따른 피부 계측 시스템은,
- <33> 마이크로스코프,
- <34> 소정의 주파수 대역의 광을 제공하는 광원,
- <35> 상기 광원으로부터 대상물의 측정 영역으로 제공되는 광을 감지하여 전기적 신호로 변환하여 출력하는 수광 소자,
- <36> 상기 수광 소자로부터 제공되는 전기적 신호에 따라 광량의 레벨을 출력하는 광량 측정부,
- <37> 상기 광량 측정부에 의해 출력되는 광량의 레벨에 따라, 상기 광원의 레벨을 조절하는 광원 조절기,
- <38> 상기 마이크로스코프를 통해 확대된 상기 측정 영역에 대한 좌·우 영상을 각각 획득하는 제1 및 제2 카메라,
- <39> 상기 제1 및 제2 카메라에 의하여 획득된 좌·우 영상들을 이용하여 측정 영역을 분석하는 컴퓨터를 구비하고, 제1 및 제2 카메라를 이용하여 영상을 획득하기 전에, 대상물의 측정 영역으로 제공되는 광량의 레벨을 검출하고, 검출된 광량의 레벨에 따라 광원의 레벨을 조절하여 광원 보정을 함으로써, 대상물의 측정 영역으로 항상 일정한 광량을 제공하여 획득된 입체 영상을 이용하여 생체 표면을 측정한다.
- <40> 전술한 특징을 갖는 상기 피부 계측 시스템을 피부 표면 측정에 적용하는 경우, 해당 피부 표면의 측정 영역에

대해 제작된 모사판의 최고점을 영점 변이(zero disparity)로 맞추어 좌·우 영상을 획득하고, 획득된 좌·우 영상에 대하여 미교차 변이(uncrossed disparity)를 이용한 변이도(disparity map)를 작성하며, 상기 변이도에 대하여 수학적 식 1에 따른 영상 변환 계산을 하여, 해당 피부 표면의 측정 영역에 대한 영상을 획득하는 것이 바람직하다.

- <41> 전술한 특징을 갖는 피부 계측 시스템은 캘리브레이션 리그를 이용하여 상기 제1 및 제2 카메라에 대한 캘리브레이션(calibration)을 수행하며, 상기 캘리브레이션 과정은 제1 및 제2 카메라의 내부 파라미터와 외부 파라미터를 구하고, 상기 내부 파라미터와 외부 파라미터를 이용하여 제1 및 제2 카메라에 대한 카메라 행렬들을 계산하며, 상기 캘리브레이션 리그는 각 면이 174.2도로 연결되며, 한 면당 49개의 포인트를 갖도록 하여, 상기 피부 계측 시스템이 인체 표면을 측정할 수 있도록 캘리브레이션하는 것이 바람직하다.
- <42> 전술한 특징을 갖는 피부 계측 시스템은 상기 계산된 제1 및 제2 카메라에 대한 카메라 행렬들을 보정 알고리즘을 이용하여 보정(rectification)하여 보정된 카메라 행렬을 계산하며, 상기 보정된 카메라 행렬을 이용하여 영상을 보정하고, 보정된 영상을 이용하여 변이(disparity)를 검출하는 것을 특징으로 하며, 상기 보정 알고리즘은 좌·우 영상에 대하여 한 쌍의 대응되는 에피폴라 라인(epipolar line)을 영상의 수평 주사선 중 하나에 평행(parallel)하고 동일직선상(collinear)에 있도록 만드는 알고리즘인 것이 바람직하다.
- <43> 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 생체표면 측정 시스템에 대하여 구체적으로 설명한다.
- <44> 도 1은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 피부 계측 시스템을 전체적으로 도시한 블록도이다. 도 1을 참조하면, 상기 피부 계측 시스템(10)은 마이크로스코프(100), 광원(110), 광량 조절기(120), 수광소자(130), 광량측정부(132), 제1 카메라(140), 제2 카메라(142) 및 컴퓨터(150)를 구비한다.
- <45> 상기 광원(110)은 소정의 주파수 대역의 광을 대상물의 측정 구역(Region Of Interest; 'ROI')으로 제공한다.
- <46> 상기 수광 소자(130)는 상기 광원으로부터 대상물의 측정 구역(Region Of Interest; 'ROI')으로 제공되는 광량을 감지하여, 전기적 신호로 변환하여 상기 광량 측정부(132)로 제공한다. 본 발명에 따른 피부 계측 시스템의 수광 소자(130)는 포토다이오드(Photodiode)를 사용한다. 특히 광원으로서 텅스텐 램프 등을 사용하는 경우, PIN 포토다이오드는 가시광 영역에서 광흡수 계수가 크고 고감도이므로 수광 소자로 사용하기에 바람직하다.
- <47> 상기 광량 측정부(132)는 멀티미터(multimeter)를 사용하는 것이 바람직하며, 상기 수광 소자(130)로부터 제공되는 전기적 신호의 레벨을 측정하여 계기판이나 디스플레이부를 통해 측정값을 디스플레이시킨다.
- <48> 상기 광원 조절기(120)는 8비트로 구성되어 광원을 256 레벨로 조절할 수 있는 디지털 광원 조절기(Digital Light Controller)를 사용하는 것이 바람직하다. 따라서, 상기 광원 조절기(120)는 외부로부터 입력되는 정보에 따라 광원의 레벨을 조절하게 된다.
- <49> 상기 제1 및 제2 카메라로는 일반적으로 CCD 카메라를 사용한다. 상기 제1 및 제2 카메라는 상기 마이크로스코프를 통해 대상물의 표면에 대한 좌우 영상을 획득한다.
- <50> 본 발명에 따라 전술한 구성을 갖는 피부 계측 시스템은 광원이 측정 대상물의 표면으로 제공하는 광량의 레벨을 수광 소자 및 광량 측정부를 통해 정확하게 측정하며, 측정된 광량의 레벨에 따라 상기 광원 조절기를 미세하게 조절하여 광원의 출력을 정량적으로 보정함으로써, 상기 광원을 항상 일정한 레벨의 광량을 제공할 수 있는 표준화된 광원으로서 동작할 수 있도록 한다. 본 발명에 따른 피부 계측 시스템은 전술한 바와 같이 표준화된 광원을 이용함으로써, 입체 영상 시스템(stereo image system)의 정량적 객관성을 높일 수 있게 된다.
- <51> 새로운 영상 획득 방법
- <52> 기존의 SOT에 의한 영상 획득 방법(image grab method)은 깊이 정보가 없는 영점 변이(zero disparity)로부터 양의 변이(disparity)를 갖는 방향으로의 정보를 이용하여 피부 주름의 깊이 측정을 했다. 그러나 피부 주름의 계측에서 사용되는 피부 모사판은 제작자마다 각기 다른 두께로 피부 형태를 형성하기 때문에, 같은 부위의 영상이라도 다른 측정값을 초래할 수 있음을 확인하였다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위해 기존에는 측정하고자 하는 부위의 가장 깊은 곳의 주름을 추측하여 그곳을 영점 변이(zero disparity)로 맞추는 후 영상을 획득했다. 그러나 본 발명에서는 보다 정확한 계측을 위해 모사판의 최고점을 영점 변이(zero disparity)로 맞추어 좌우 영상을 획득하고, 획득된 영상들에 대하여 미교차 변이(uncrossed disparity)를 이용한 변이도를 구함으로써, 동일부위에서 제작된 모사판은 모두 같은 형태로 3차원 복원될 수 있다.

<53> 상기 입체 영상을 이용한 피부 계측 시스템을 이용하여 피부 주름의 깊이를 측정하는 경우, 해당 피부에 대하여 모사판(replica)을 제작하게 된다. 기존의 입체 영상을 이용한 시스템에 모사판을 적용함에 있어서, 영점 변이(zero disparity)를 무한대(infinite) 혹은 대상물체의 최저점으로 하게 될 경우, 같은 측정부위라도 주름 부분의 깊이 외에 모사판 자체의 두께의 정보가 추출되기 때문에 각기 다른 값을 유도하게 되는 문제점을 갖는다. 따라서 본 발명에서는 영점 변이(zero disparity)의 위치를 모사판의 최고점으로 함으로서 해결책을 제시하고자 한다. 이와 같이 영점 변이(zero disparity)를 최고점으로 하여 영상을 획득할 경우, 변이가 음의 값을 가지기 때문에, 미교차 변이도(uncrossed disparity map)를 구한 뒤, 수학적 1의 계산 과정을 거쳐야 한다.

수학적 1

<54> *Value of disparity = The highest value in uncrossed disparity - The another value in uncrossed disparity*

<55> 도 2는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 피부 계측 시스템에서 측정 영역에 대한 영상을 획득하는 과정을 순차적으로 도시한 단면도들이다. 도 2를 참조하면, (a)는 피부에서 모사판을 제작하는 과정이며, (b)는 제작된 모사판에 대하여, 영점 변이를 주름의 최고점으로 하여 획득하는 과정이다. 획득된 영상들의 이미지를 이용해 얻은 변이도는 변이가 음의 방향이므로, 도 2의 (c) 형태의 변이도를 구하게 된다. 따라서, 주름의 깊이 부분으로 형성된 모사판의 높이 부분은 음의 형태로 되는 미교차 변이가 만들어진다. 이를 이용한 피부의 깊이값 추출은 모사판에 제작된 피부 주름의 깊이들의 값이 아니라 반대로 피부 주름의 깊이 값들만 제외한 것이 나오게 된다. 따라서, 수학적 1과 같은 영상 변환 계산을 거쳐 (d)와 같이 순수 피부 주름만의 깊이 값만을 추출할 수 있게 된다.

<56> 도 3는 본 발명에 따른 영상 획득 방법의 유효성을 살펴보기 위하여, 모사판 제작 시에 비교적 얇게 형성된 박막 타입(thin type)과 비교적 두껍게 형성된 후막 타입(thick type)을 설정하는 과정을 설명하기 위한 사진들이다. 도 3의 (a)는 측정 영역(ROI:Region Of Interest)의 부위에 대한 사진이며, (b)는 (a)의 측정 영역의 동일 부위에 대하여 동일인에 의해 제작된 30개의 모사판들에 대한 사진이며, (c)는 제작된 30개의 모사판들 중에서 선택된 박막 타입과 후막 타입에 대한 사진이다. 도 3을 통해, 동일인이 동일부위에서 모사판을 제작하여도 모사판 자체의 두께가 다를 수 있다.

<57> 전술한 2개의 타입의 모사판은 광원 보정(light calibration)의 과정을 거친 후, 본 발명에 따른 시스템(stereo image system)에 의해 왼쪽 영상과 오른쪽 영상을 획득하며, 변이도(disparity map)를 구한다. 도 4는 획득된 왼쪽 영상과 오른쪽 영상을 예시적으로 도시한 사진들이다.

<58> 도 5는 종래의 영상 획득 방법에 따라 영점 변이(zero disparity)를 모사판의 최저점으로 하여 획득한 영상에 대하여 변이도를 구한 뒤, 3차원 복원(reconstruction)하였을 때이다. 박막 타입과 후막 타입은 모두 측정부위의 모습을 선명하게 찾기 힘들며, 깊이 추출에도 문제가 있을 것으로 예상된다. 이것은 초점(focusing)이 맞지 않아 영상에서 번짐(blurring) 현상이 일어나 좌·우 영상의 정합(matching)이 어렵기 때문이다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위해 영점 변이(zero disparity)를 초점에 맞추어 영상을 획득한 선행발명이 있었다. 그러나 영점 변이(zero disparity) 위치가 불명확하여 그 이하의 깊이는 무시되거나 혹은 미교차 변이도(uncrossed disparity)에서 깊이 정보를 추출하게 되는 문제점이 발생한다.

<59> 도 6은 본 발명의 영상 획득 방법에 따라 획득한 영상을 복원한 결과를 도시한 것이다. 도 6의 (a)는 박막 타입(thin type)에서 영점 변이(zero disparity)를 모사판의 최고점으로 하여 영상을 획득한 후, 변이도(disparity map)를 구한 뒤 3차원으로 복원한 영상이다. 실제 모사판에서는 도 3의 (c)와 같이 모사판의 양끝 부분과 중앙 부위가 올라와 있으며, 그 사이에 주름이 있는 형태인 반면에, 도 6의 (a)는 이와는 반대로 양옆과 가운데 부분이 음의 형태로 되어 있고, 피부의 주름 역시 모사판의 형태가 아닌 실제의 피부와 같이 들어가 있는 형태로 되어 있다. 이는 영점 변이(zero disparity)의 위치 변화로 인해 생기는 결과이다. 도 6의 (b)는 수학적 1의 계산 과정을 거친 후, 복원한 영상이다. 이는 실제 모사판과 같은 형태로 복원되었음을 확인할 수 있다.

<60> 도 7은 후막 타입(thick type)을 같은 방법으로 3차원 복원한 영상이다. 마찬가지로, 도 7의 (a)의 영상은 실제 모사판이 아닌 음의 형태로 복원되었음을 알 수 있고, 계산과정을 통해 도 7의 (b)와 같이 올바르게 복원되었음을 알 수 있다.

<61> 도 6의 (b)와 도 7의 (b)를 비교하면, 동일 부위에서 제작된 모사판 중, 박막 타입 혹은 후막 타입의 어떠한 형태라도 측정된 위치만 조금 이동되었을 뿐, 동일한 형상으로 3차원 복원됨을 알 수 있다. 전술한 내용을 기존의 도 5의 (a), (b)와 비교하여 봄으로써, 본원 발명에 따른 방법이 보다 향상된 방법임을 확인할 수 있다. 도 6

및 도 7을 통해, 본 발명의 영상 획득 방법에 의하여 동일 부위에서 제작된 모사판들은 거의 동일한 형상으로 3차원 복원될 수 있음을 알 수 있다.

<62> 카메라 캘리브레이션 방법

<63> 종래의 수렴 카메라 모델의 경우, 광축이 같은 점을 바라보는 형태이므로 좌우 영상에서 평행카메라 모델보다 많은 양의 일치하는 화소들을 얻을 수 있으나, 얻어진 두 영상간의 기하학적 차이가 심하기 때문에 처리하기가 매우 까다로운 단점이 있다.

<64> 하지만 본 발명에서는 한 쌍의 대응되는 에피폴라 라인(epipolar line)을 영상의 수평주사선중 하나에 평행하고 동일직선상에 있도록 만들기 위한 보정(rectification) 알고리즘을 사용함으로써, 스테레오 카메라를 사용하여 정밀한 깊이 정보 계산이 필요한 피부 과학 분야에서, 보정된 영상을 이용한 변이(disparity) 추출은 중요한 해결책으로 제시될 수 있다.

<65> 실제 피부에 적용된 결과에서처럼, 적용된 보정 알고리즘으로 수렴 카메라 모델에서 얻은 영상으로부터 깊이 정보 추출에 좋은 결과를 나타낼 수 있음을 확인할 수 있었다.

<66> 본 발명에 따른 피부 계측 시스템은 카메라 캘리브레이션(calibration) 및 보정(rectification)을 함으로써, 미세한 영역의 계측에서 사용될 수 있도록 한다.

<67> 카메라 캘리브레이션은 좌표값을 알 수 있는 공간상의 3차원 물체와 이것을 영상으로 획득시켰을 때, 이 둘 사이를 연결할 수 있는 투영식(projection equation)을 만드는 과정을 말한다. 이때, 얻어지는 투영식은 카메라 좌표로서 사용되고, 이를 위해서는 카메라의 내부 파라미터와 외부 파라미터를 계산하는 과정이 요구된다.

<68> 캘리브레이션(Calibration) 측정 장비는 편리하게 잘 정의된 3차원 좌표를 설정하기 위한 것이다. 측정 장비는 월드 좌표 시스템 W 에 위치하고, 특징을 쉽게 알 수 있는 3차원 좌표와 같이 자체의 월드 좌표 시스템을 정의한다. 카메라는 이 특징을 보게 되고, 2차원 좌표를 얻을 수 있다.

<69> 본 발명에 따른 시스템은 카메라 캘리브레이션 및 보정을 위하여, 먼저 캘리브레이션 리그(calibration rig)를 제작한다. 먼저, 캘리브레이션 리그는 3.2mm×6.4mm의 한 면이 약 174.2°의 각도로 연결되며, 한 면당 약 0.8mm간격으로 가로 7개, 세로 3개의 제작 가능한 최소두께의 선을 그어 총 49개의 포인트를 만든다.

<70> 도 8은 본 발명의 바람직한 실시예에 따라 제작된 캘리브레이션 리그에 대하여 획득한 좌·우 영상들이며, 도 9은 본 발명에 따른 상기 캘리브레이션 리그에 대한 월드좌표계(world coordinate)로서의 49개의 제어점(control point)을 나타내고 있다. 좌표축은 캘리브레이션 리그의 두면의 각도와 길이를 계산하여 설정하며, 좌표축의 중심은 25번째의 제어점으로 선택한다. 영상좌표(image coordinate)는 도 10과 같이 좌우 영상의 각각에서 제어점 마다의 픽셀 값으로 지정하였다.

<71> 전술한 49개의 공간상의 캘리브레이션 리그를 이용한 월드좌표와 대응되는 영상에서의 픽셀 좌표를 이용하여 보정전의 카메라의 내부 파라미터와 외부 파라미터를 계산하여 원근 투영 매트릭스(PPM)인 카메라 행렬들을 구한다.

<72> 여기서, 내부 파라미터(intrinsic parameter)는 카메라 내부에서의 변환 특징을 나타내기 위하여 필요한 요소이다. 실제로 Retinal plane에 맺힌 상은 CCD array에 의해 샘플링이 되고, 그 결과는 아날로그 형태의 비디오 신호로 바뀌며, 상기 비디오 신호는 컴퓨터에 장착된 프레임 그레버(frame grabber)에 의해서 다시 샘플링이 되고 그 결과는 프레임 버퍼(frame buffer)에 저장된다. 따라서 우리가 최종적으로 얻는 이미지의 좌표 값은 retinal plane 상의 좌표 값이 아닌 픽셀 좌표(pixel coordinate)의 값이 된다. 상기 내부 파라미터는 이처럼 카메라 내부에서의 변환 특징을 나타내기 위해 필요한 요소이다.

<73> 상기 외부 파라미터(extrinsic parameter)는 알지 못하는 카메라 좌표계와 알고 있는 월드 좌표계 사이의 변환을 나타내는 기하학적 요소의 집합으로서 정의내릴 수 있으며, 예로서 카메라의 위치와 방위 등이 있다. 상기 월드 좌표계(world coordinate)는 3차원 공간상의 점들을 카메라 좌표계로 변환하기 위해서 필요한 이미 알고 있는 공간상의 좌표계를 말한다. 월드 좌표계에서 카메라 좌표계로의 변환식은 각 좌표계의 원점 간의 상대적인 위치를 나타내는 평행 이동 벡터(t , translation vector)와 각 좌표축의 회전량을 나타내는 회전 행렬(R , rotation matrix)을 사용하여 표현할 수 있다. 즉, 카메라 좌표계(camera coordinate)는 어떠한 알고 있는 월드 좌표계와 이 영상의 정보를 이용하여 위치와 방위를 결정한다. 따라서 3차원 이동벡터 t 는 카메라 좌표계와 월드 좌표계 각각의 원점의 위치를 결정하여 주며, 3×3 회전행렬인 R 은 두 좌표계의 대응되는 좌표축을 가져가

는 수직행렬(orthogonal matrix)이다.

<74> 전술한 바와 같이 계산된 내부 파라미터와 외부 파라미터를 이용하여 제1 카메라 및 제2 카메라에 대한 캘리브레이션 카메라 행렬들을 계산한다. 카메라 행렬을 계산하는 과정에 대한 구체적인 설명은 당업계에 널리 알려진 기술이므로, 본 명세서에서는 그 설명을 생략한다.

<75> 보정 방법

<76> 보정(Rectification)은 일반적인 2차원 탐색 문제의 계산상 대응문제를 전형적으로 보정된 영상에서의 수평 주사선(horizontal raster lines)을 따라 1차원 탐색문제로 줄여주게 된다. 보정의 기본 원리는 베이스라인(baseline)이 초점평면을 포함하도록 하는 새로운 카메라 행렬(PPMs)들을 정의하는 것이다. 이때의 에피폴(epipole)은 무한대에 존재하므로, 에피폴라 라인(epipolar line)들은 평행하게 된다. 올바른 보정이라 함은 에피폴라 라인들은 수평이 되어야 하며, 대응되는 점들은 같은 수직 좌표값을 가져야 한다.

<77> 새로운 카메라 행렬들(PPMs)은 둘 다 동일한 방위를 가지나 다른 위치를 가진다. 초점의 위치는 old camera와 같은 반면에, 초점 평면이 동일 평면상에 있고 베이스라인을 포함하도록 하는 방법으로 두개의 카메라는 초점을 중심으로 회전하기 때문에 방위만 변화한다. 본 연구에서는 알고리즘을 단순화하기 위해 보정된 PPMs는 old camera와 같은 내부 파라미터를 가지도록 설정할 것이다. 그 결과로 보정된 PPMs는 단지 초점에서만 차이를 가지는 것이다. 따라서 한 쌍의 새로운 카메라를 생각했을 경우, 카메라 좌표계에서 X축을 따라 옮겨진 하나의 카메라로 생각할 수 있다. 따라서 보정된 영상에서 영상평면은 동일평면상에 있고 베이스라인에 평행하다.

<78> 월드좌표계에서 W 의 좌표를 $w = (x, y, z)$, 영상좌표에서의 M 의 좌표를 $m = (u, v)$ 이라 하면, W , M 의 동차 좌표(homogeneous or projective)는 수학식 2와 같다.

수학식 2

<79>
$$\tilde{m} = \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix}, \tilde{w} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}$$

<80> 그리고 $\tilde{w}$ 에서 $\tilde{m}$ 으로의 변환은 메트릭스 $\tilde{P}$ 에 의해 주어진다.

수학식 3

<81>
$$\lambda \tilde{m} = \tilde{P} \tilde{w}$$

<82> 여기서, λ 는 임의의 비례요소(arbitrary scale factor)이다.

<83> 원근투영 메트릭스(PPM)에 의해 설계된 카메라는 QR 인수분해(RQ factorization)를 사용하여 수학식 4와 같이 분해될 수 있으며, 카메라의 위치와 방위(외부 파라미터)는 카메라 좌표계에서 월드 좌표계로의 변환을 나타내는 3x3회전 행렬 R 과 평행이동 벡터 t 로 구성된다.

수학식 4

<84>
$$\tilde{P} = A[R|t]$$

<85> 여기서의 matrix A 는 내부파라미터에 의존한다.

수학식 5

$$A = \begin{pmatrix} \alpha_u & 0 & \mu_0 \\ 0 & \alpha_v & \nu_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

- $\alpha_u = -fk_u$: 수평과 수직 픽셀에서의 초점거리
- $\alpha_v = -fk_v$: mm 단위의 초점거리
- f : mm 단위의 초점거리
- k_u, k_v : u 와 v 축에 따라 mm 당 유효픽셀
- u_0, v_0 : 광축과 영상 평면과의 교차로 주어지는 원점의 좌표

<86>

<87> PPM은 수학식 6과 같이 쓸 수 있다.

수학식 6

$$\tilde{P} = \begin{pmatrix} q_1^T & | & q_{14} \\ q_2^T & | & q_{24} \\ q_3^T & | & q_{34} \end{pmatrix} = [Q | \tilde{q}]$$

<88>

<89> 이는 다시 비례 요소를 제거함으로써 수학식 3을 수학식 7과 같이 쓸 수 있다.

수학식 7

$$\begin{cases} u = \frac{q_1^T w + q_{14}}{q_3^T w + q_{34}} \\ v = \frac{q_2^T w + q_{24}}{q_3^T w + q_{34}} \end{cases}$$

<90>

<91> 도 13은 영상 좌표의 수직, 수평축을 포함하는 2개의 평면과 초점평면과의 교차된 상태를 도시한 그림이다. 도 13에 도시된 바와 같이, 초점 평면 F(focal plane)는 영상 평면 R(retinal plane)에 평행하고 초점 C(optical center)를 포함하며, F위의 점들은 무한대로 투영된다. 그러므로 $q_3^T w + q_{34} = 0$ 이 된다. 또한, 영상 좌표의 수직 ($q_1^T w + q_{14} = 0$), 수평 ($q_2^T w + q_{24} = 0$) 축의 두 개의 평면은 영상 평면과 각각 교차한다. C(optical center)는 이 세평면의 교차이다. 그러므로 c(principle point)의 좌표는 수학식 8과 같다.

수학식 8

$$\tilde{P} \begin{pmatrix} c \\ 1 \end{pmatrix} = 0 \quad (c = -Q^{-1} \tilde{q})$$

<92>

수학식 9

$$\tilde{P} = [Q | -Qc]$$

<93>

<94> 영상에서의 점 M을 지나는 영상 선은 line MC이다. 3D 점들의 집합은 $\{w: \tilde{m} = \tilde{P} \tilde{w}\}$ 이기 때문에, 이 선의 식은 수학식 10과 같은 형태로 쓸 수 있다.

수학식 10

$$w = c + \lambda Q^{-1} \tilde{m} \quad (\lambda \in R)$$

<95>

<96> 이제 새로운 PPMs에 대해서 고찰해보도록 하겠다. 수학식 4와 수학식 9로부터 수학식 11을 구할 수 있다.

수학식 11

<97>

$$\bar{P}_{n1} = A[R|-Rc_1], \quad \bar{P}_{n2} = A[R|-Rc_2]$$

<98>

초점 C_1 과 C_2 는 수학식 8로부터 계산된 보정전의 초점(old optical center)으로부터 주어지며, 회전 행렬 R 은 새롭게 계산되어 두 개의 PPMs가 동일하게 적용된다. 또한, 행렬 A 의 내부 파라미터는 두 개의 PPMs에서 동일하게 되고 임의로 선택할 수 있다. 열벡터(column vector)형태로 R 을 정의하면 수학식 12와 같다.

수학식 12

<99>

$$R = \begin{pmatrix} r_1^T \\ r_2^T \\ r_3^T \end{pmatrix}$$

<100>

이제, 왼쪽 영상을 보정하기 위해, $\bar{P}_{o1} = [Q_{o1} | \bar{q}_{o1}]$ 의 영상평면에서 $\bar{P}_{n1} = [Q_{n1} | \bar{q}_{n1}]$ 의 영상평면으로의 변환함수를 계산하여야 한다. 3×3 matrix $T_1 = Q_{n1} Q_{o1}^{-1}$ 으로 주어지는 동일직선상의 변환을 찾는다. 같은 결과를 오른쪽 영상에 적용한다. 3차원 좌표 w 에 대해 수학식 13과 같이 쓸 수 있다.

수학식 13

<101>

$$\begin{cases} \bar{m}_{o1} = \bar{P}_{o1}^{-1} \bar{w} \\ \bar{m}_{n1} = \bar{P}_{n1}^{-1} \bar{w} \end{cases}$$

<102>

이제, 영상선의 식을 수학식10에 의해 수학식 14와 같이 나타낼 수 있다.

수학식 14

<103>

$$\begin{cases} w = c_1 + \lambda_o Q_{o1}^{-1} \bar{m}_{o1} & (\lambda_o \in R) \\ w = c_1 + \lambda_n Q_{n1}^{-1} \bar{m}_{n1} & (\lambda_n \in R) \end{cases}$$

수학식 15

<104>

$$\Leftrightarrow \bar{m}_{n1} = \lambda Q_{n1} Q_{o1}^{-1} \bar{m}_{o1} = \lambda T_1 \bar{m}_{o1} \quad (\lambda \in R)$$

<105>

여기서, λ 는 임의의 비례요소이다.

<106>

보정된 영상을 만들기 위해서 변환 T_1 을 원래의 왼쪽 영상에 적용하면, 보정된 영상의 픽셀들은 원본 평면상의 정수가 아닌 위치에 대응된다. 따라서 보정되어 획득된 영상은 보간법(interpolation)을 적용하여야 본 발명에서 사용할 수 있는 영상을 얻을 수 있다.

<107>

도 11의 (a)는 보정 전, 좌·우 영상에서의 에피폴라 라인(epipolar line)이고, (b)는 본 발명에 따른 보정 후, 좌·우 영상에서의 에피폴라 라인이다. 도 11을 통해, 보정 전에는 좌·우영상의 에피폴라 라인이 수렴함에 따라 에피폴(epipole)이 형성되었으나 본 발명에 따른 보정 후에는 에피폴라 라인이 평행하여 에피폴이 무한대에 존재함을 확인할 수 있다.

<108>

도 12의 (a)는 캘리브레이션 제어점 위치에서의 피부 모사판의 좌우 입체 영상이며, 도 12의 (c)는 (a)의 영상으로부터 카메라 캘리브레이션과 보정(rectification)후, 추출한 변이도를 바탕으로 3차원으로 복원한 것으로서 (a)의 영상 내에서 사각형 구역안의 주름이 (b)와 비교했을 때, 확연히 복원되었음을 확인할 수 있다.

<109>

이상에서 본 발명에 대하여 그 바람직한 실시예를 중심으로 설명하였으나, 이는 단지 예시일 뿐 본 발명을 한정하는 것이 아니며, 본 발명이 속하는 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성을 벗어나지 않는 범위에서 이상에 예시되지 않은 여러 가지의 변형과 응용이 가능함을 알 수 있을 것이다. 그리고, 이러한 변형과 응용에 관계된 차이점들은 첨부된 청구 범위에서 규정하는 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

발명의 효과

- <110> 본 발명에 따른 피부 계측 시스템은 기존의 입체 영상(stereo image) 개념을 이용한 SOT(Stereo-image Optical Topometer)를 3가지 측면에서 보완하여 보다 더 과학적이고 객관적인 3차원 표면 계측이 가능하도록 하였다.
- <111> 종래의 현미경(microscope)을 사용하게 되는 의공학적 영상계측 장비는 광원(light source)의 사용이 뒤따르게 된다. 이와 같이 종래의 계측장비에 의해 획득된 영상은 광원의 강도에 따라 음영의 결과가 다르거나 광량에 따른 왜곡이 생길 수 있기 때문에, 모든 측정 대상체로의 일관된 광량 공급이 필요하다. 기존 사용법인 주관적 판단에 의한 아날로그(analogue) 형태의 광원 조절은 측정 시간과 공간 그리고 연구자가 다를 경우, 동일한 측정 체로부터 다른 결과 값을 초래할 수 있다.
- <112> 따라서 본 발명에서는 수광 소자로서 포토다이오드(OHDP42CB, OPTO HiTEC, Japan)를 사용하여 현재의 광량을 정량적으로 계측하면서, 본 발명을 위해 제작한 8bit의 디지털 광원조절기(Digital Light Controller)를 사용하여 시공간에 관계없이 일정한 광량을 공급할 수 있게 된다.
- <113> 또한, 본 발명에 의하여 디지털 광원 조절기(digital light controller)로 256단계의 단계별 광량 조절함으로써, 안정적인 광원을 시스템으로 제공할 수 있게 되어 생체 표면 측정의 정확성을 달성할 수 있게 된다.
- <114> 한편, 본 발명에 따른 피부 계측 시스템은 한 쌍의 대응되는 에피폴라 라인(epipolar line)을 영상의 수평 주사 선중 하나에 평행(parallel)하고 동일직선상(collinear)에 있도록 만들기 위한 보정(rectification) 알고리즘을 사용하였다. 이러한 보정 알고리즘을 이용하여 월드 좌표계(world coordinate)로서 좌표값을 계산한 후, 획득한 좌우 영상의 영상 좌표(image coordinate)와의 관계를 수식으로 풀어 camera parameter를 알아내었다. 이 후의 보정(rectification)을 통해 에피폴(epipole)이 무한대에 존재하고, 모든 에피폴라 라인들은 서로 평행하게 된 영상으로 수정되었음을 확인하였다. 또한, 본 발명에 따른 카메라 캘리브레이션 및 보정 전보다 피부의 3차원 복원에서 더 나은 재현성을 확인할 수 있었다.
- <115> 특히, 본 발명에 따른 피부 계측 시스템은 미세한 변화의 판별이 요구되는 아토피 피부염의 중증도(severity)의 정도를 판별하는 데 있어 보다 과학적이고 객관적으로 접근할 수 있음을 제시했다.
- <116> 본원 발명에 따른 피부 계측 시스템의 효과를 검증하기 위하여, 아토피 질환을 가지고 있는 20명을 대상으로 아토피 피부염 개선 보습제의 효능 검증에 응용하는 연구를 수행하였으며, 그 결과 과거 수행하던 방법과 개선된 본 발명에 따른 방법간의 의학적 유효성에 대한 연구를 수행하여, 본 발명에 따른 피부 계측 시스템의 우수성을 밝혔다.
- <117> 본 발명의 의학적 유효성 평가를 위해 대조군과 치료군의 중증도(Severity) 평가방법 중, 종래의 The SCORAD(Severity Scoring of Atopic Dermatitis) index 평가법 및 SOT(Stereo-image Optical Topometer), 그리고 개선된 SOT에 해당하는 본 발명에 따른 피부 계측 시스템에서 각각 평가하였다.
- <118> The SCORAD(Severity Scoring of Atopic Dermatitis) index 평가법은 아토피 피부염에 대한 유럽 전문 위원회(The European Task Force on Atopic Dermatitis)에서 제시한 방법에 따라 수학적 16과 같이 계산한다.

수학적 16

- <119> RES(Reference Evaluation Systems: 0-103) =
- <120>
$$\text{Extent}/5(0-20; 19.4\%)+3.5*\text{Intensity}(0-63; 61.2\%)+\text{Objective symptoms}(0-20; 19.4\%)$$
- <121> 여기서 Extent는 “rule of nine”을 이용하여 환자의 병변의 분포정도를 0부터 100까지로 측정하고 Intensity는 6가지 항목(erythema, edema/papulation, oozing/crust, excoriation, lichenification, dryness)에 각각에 대하여 0부터 3까지의 점수를 부여하여 총 18점으로 하며 수학적 5에 대입하여 그 값을 구하였다.
- <122> The SCORAD index 평가법과 기존의 SOT, 본 발명에 따라 개선된 SOT에 의한 결과 값은 통계처리프로그램(NCSS, NCSS Inc., Kaysville, Utah, USA)을 사용하였다. 기본 보습제(대조군)와 활성성분이 포함된 보습제(치료군)의 도포 기간에 따른 변화를 보기 위해 Student T-test와 GLM ANOVA를 이용하여 통계적인 유의성 검정을 시행하였고 P<0.05를 통계적으로 유의한 것으로 간주하였다.
- <123> 종래의 The SCORAD index의 경우, GLM ANOVA 검증에서 치료군과 대조군 모두 아토피 피부염의 개선효과를 확인

할 수 없었다. 그러나 기존 SOT의 경우, 치료군에서 S_a , S_q , S_z , SL , SA , SV 의 6개의 변이계수에서 통계적으로 유의하게 감소되어 아토피 피부염의 개선 효능이 있는 것으로 판단되었다. 개선된 SOT인 본 발명에 따른 시스템의 경우에서도 치료군에서 S_a (Arithmetic Mean Deviation of the Surface), S_q (Root-Mean-Square Deviation of the Surface), S_z (Ten Point Height of the Surface), S_{ds} (Density of Summit of the Surface), S_{td} (Texture Direction of the Surface), SA (Three Dimensional Area)의 6개의 변이계수에서 통계적으로 유의함을 보이며 감소되어 아토피 피부염의 개선 효능이 있는 것으로 판단된다. 또한, 본 발명에 따른 시스템은 기존 SOT의 수치적 감소보다 안정적인 형태를 가지면서 감소하는 모습을 보여 줌으로써, 기존의 SOT보다 정확한 정량적 계측이 가능함을 보였다.

<124> 또한, 기존 SOT와 본 발명에 따른 시스템의 변동계수(Coefficient Of Variation)를 이용한 비교 결과를 통해, 본 발명에 따른 시스템의 변동계수가 이전의 SOT보다 적게 나타남을 확인할 수 있었다.

<125> 이상의 결과로부터, 입체영상(stereo image) 개념을 이용한 입체 영상 시스템(stereo image system)이 아토피 피부염의 중증도(severity)를 과학적이고 객관적 평가할 수 있는 방법임을 확인할 수 있었고, 본 발명으로 인해 보다 정확한 3차원 복원이 가능함에 따라 기존의 시스템보다 정량적 분석이 가능하게 되었음을 확인할 수 있었다.

<126>

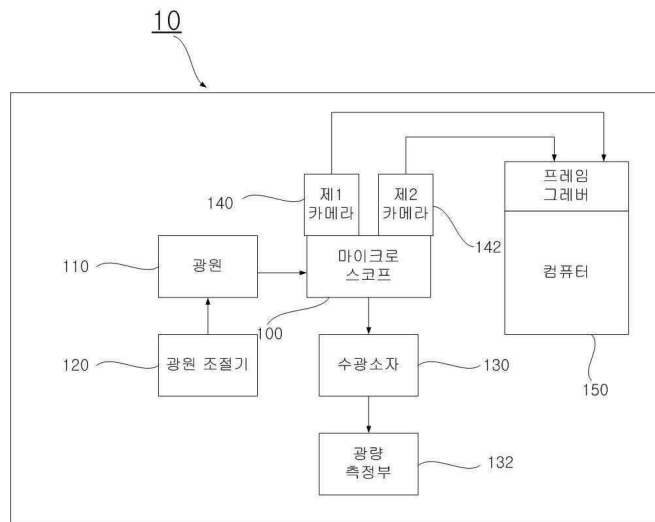
도면의 간단한 설명

- <1> 도 1은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 피부 계측 시스템을 전체적으로 도시한 블록도이다.
- <2> 도 2는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 피부 계측 시스템에서 측정 영역에 대한 영상을 획득하는 과정을 순차적으로 도시한 단면도들이다.
- <3> 도 3는 본 발명에 따른 영상 획득 방법의 유효성을 살펴보기 위하여, 모사판 제작 시에 비교적 얇게 형성된 박막 타입(thin type)과 비교적 두껍게 형성된 후막 타입(thick type)을 설정하는 과정을 설명하기 위한 사진들이다.
- <4> 도 4는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 피부 계측 시스템에의 영상 획득 방법에 따라 획득된 왼쪽 영상과 오른쪽 영상을 예시적으로 도시한 사진들이다.
- <5> 도 5는 종래의 기술에 따른 영상 획득 방법에 따라 영점 변이(zero disparity)를 모사판의 최저점으로 하여 획득한 영상에 대하여 변이도를 구한 뒤, 3차원 복원(reconstruction)하였을 때이다.
- <6> 도 6은 본 발명의 영상 획득 방법에 따라 모사판의 박막 타입(thin type)에 대해 획득한 영상을 복원한 결과를 도시한 것이며, 도 7은 본 발명의 영상 획득 방법에 따라 모사판의 후막 타입(thick type)을 같은 방법으로 3차원 복원한 영상이다.
- <7> 도 8은 본 발명의 바람직한 실시예에 따라 제작된 캘리브레이션 리그에 대하여 획득한 좌우 영상들이며, 도 9은 본 발명에 따른 상기 캘리브레이션 리그에 대한 월드좌표계(world coordinate)로서의 49개의 제어점(control point)을 나타내고 있으며, 도 10은 좌우 영상의 각각에 대하여 제어점마다의 픽셀값으로 지정된 영상좌표(image coordinate)를 도시한 것이다.
- <8> 도 11의 (a)는 보정 전, 좌우 영상에서의 에피폴라 라인(epipolar line)이고, (b)는 본 발명에 따른 보정 후, 좌우 영상에서의 에피폴라 라인이다.
- <9> 도 12는 카메라 보정 전, 후의 Disparity Map을 이용한 3차원 복원 영상들을 예시적으로 도시한 사진이다.
- <10> 도 13은 영상 좌표의 수직, 수평축을 포함하는 2개의 평면과 초점평면과의 교차된 상태를 도시한 그림이다.
- <11> <도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>
- <12> 10 : 피부 계측 시스템
- <13> 100 : 마이크로스코프
- <14> 110 : 광원

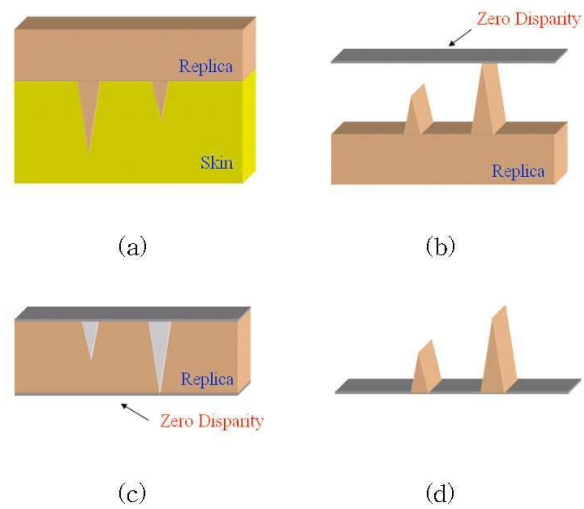
- <15> 120 : 광량 조절기
- <16> 130 : 수광소자
- <17> 132 : 광량측정부
- <18> 140 : 제1 카메라
- <19> 142 : 제2 카메라
- <20> 150 : 컴퓨터

도면

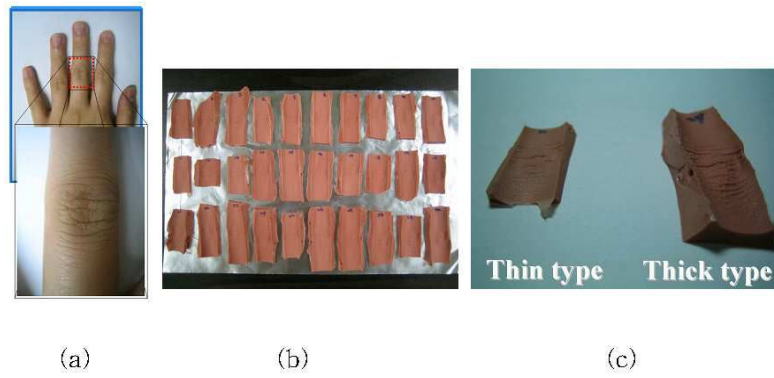
도면1



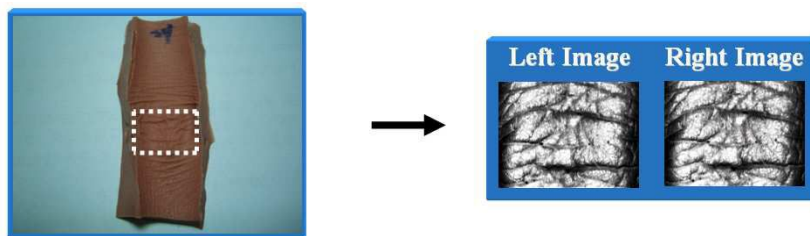
도면2



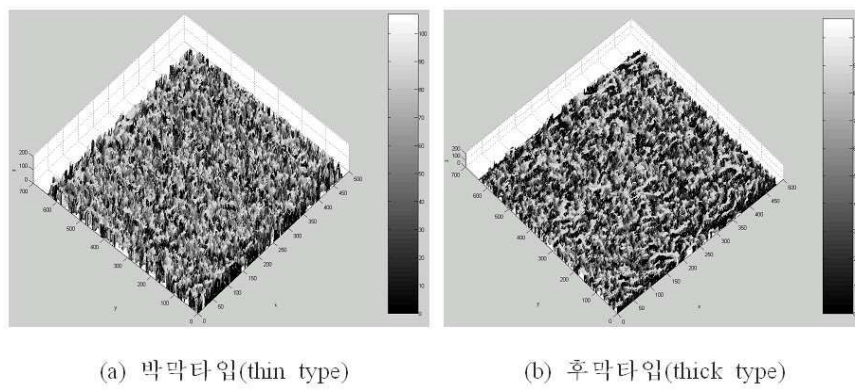
도면3



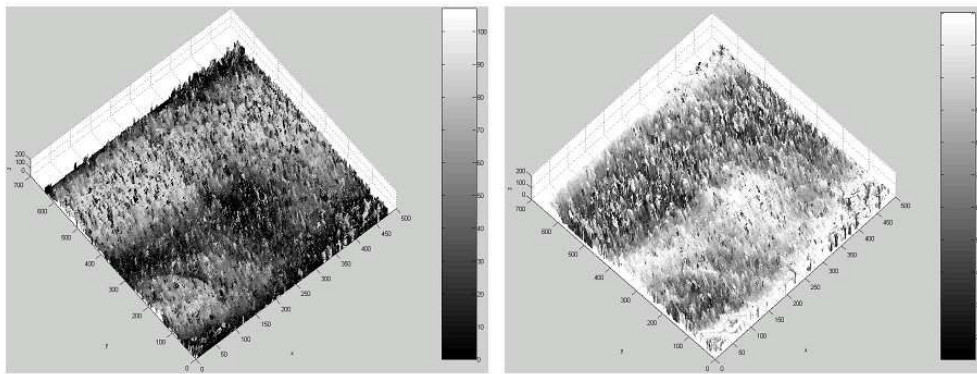
도면4



도면5



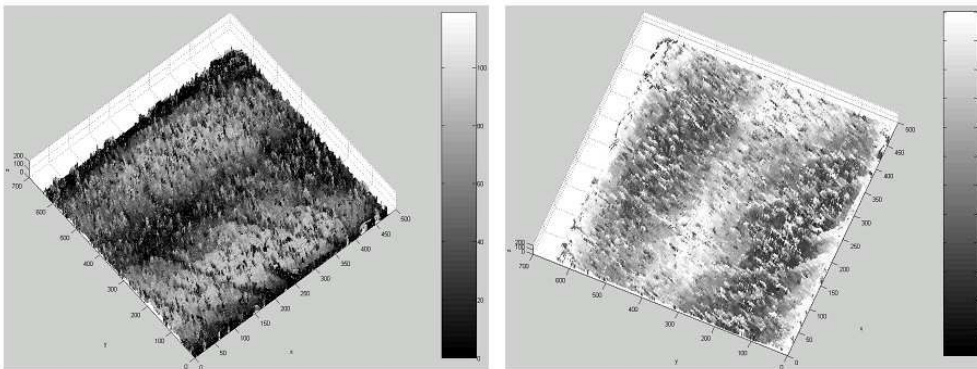
도면6



(a) 미교차 변이도 이용

(b) 계산 후, 변이도 이용

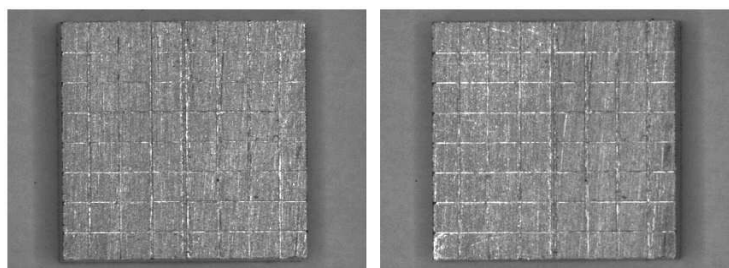
도면7



(a) 미교차 변이도 이용

(b) 계산 후, 변이도 이용

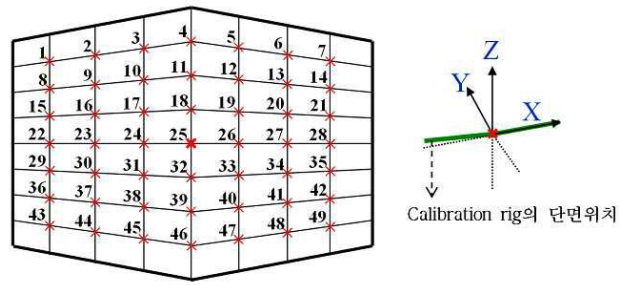
도면8



(a) 왼쪽 영상

(b) 오른쪽 영상

도면9

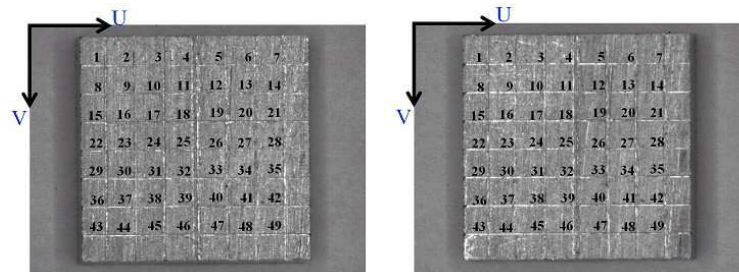


(a) calibration rig의 제어점 위치와 좌표축

World Coordinate	
Point 1 (X,Y,Z) =	(-2.984671702, 0.302877584, 3)
Point 2 (X,Y,Z) =	(-1.989781135, 0.201918389, 3)
Point 3 (X,Y,Z) =	(-0.994890567, 0.100959194, 3)
Point 4 (X,Y,Z) =	(0, 0, 3)
Point 5 (X,Y,Z) =	(1, 0, 3)
Point 6 (X,Y,Z) =	(2, 0, 3)
Point 7 (X,Y,Z) =	(3, 0, 3)
...	
Point 48 (X,Y,Z) =	(2, 0, -3)
Point 49 (X,Y,Z) =	(3, 0, -3)
World Coordinate center : Point 25	

(b) 월드 좌표계(World coordinate)에서 제어점의 좌표값

도면10

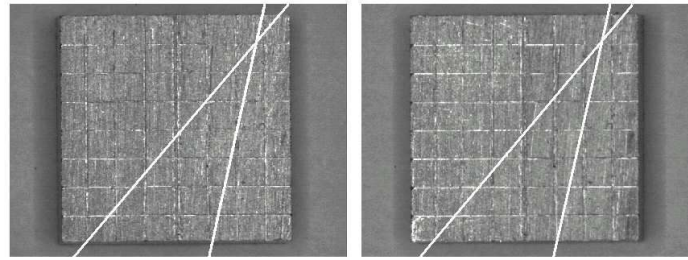


(a) 영상 좌표(image coordinate)의 제어점 위치와 좌표축

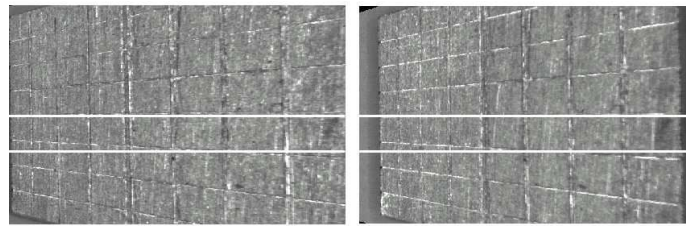
Left Image Coordinate	Right Image Coordinate
Point 1 (U,V) =	Point 1 (U,V) =
Point 2 (U,V) =	Point 2 (U,V) =
Point 3 (U,V) =	Point 3 (U,V) =
Point 4 (U,V) =	Point 4 (U,V) =
Point 5 (U,V) =	Point 5 (U,V) =
Point 6 (U,V) =	Point 6 (U,V) =
Point 7 (U,V) =	Point 7 (U,V) =
...	
Point 48 (U,V) =	Point 48 (U,V) =
Point 49 (U,V) =	Point 49 (U,V) =
Image Coordinate center : Pixel (U,V) = (0,0)	

(b) 영상 좌표(image coordinate)에서 제어점의 좌표값

도면11

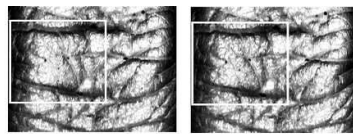


(a) 보정 전, 좌·우 영상에서의 에피폴라 라인(epipolar line)

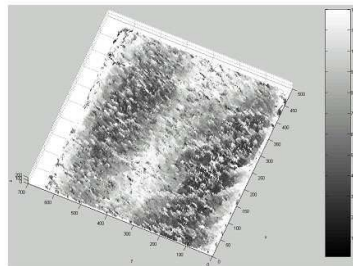


(b) 보정 후, 좌·우 영상에서의 에피폴라 라인(epipolar line)

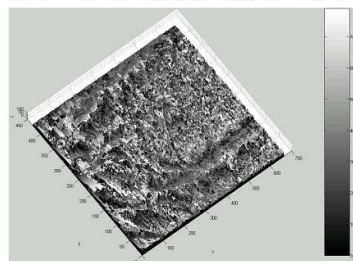
도면12



(a) calibration 제어점 위치에서의 모사판 스테레오 영상



(b) 모사판의 보정 전, Disparity Map에 의한 3차원 복원



(c) 모사판의 보정 후, Disparity Map에 의한 3차원 복원

도면13

