

스마트폰 기반 형광 smartscope의 입자계수 및 회전하는 나선형 채널의 입자정렬 성능 평가

(Evaluation of Particle Counting by Smartphone-based Fluorescence Smartscope and Particle Positioning in Spinning Helical Channel)

박 은 정¹⁾, 김 수 빈²⁾, 조 명 옥²⁾, 김 경 훈²⁾, 모히우딘³⁾,
김 선 옥³⁾, 이 정 훈^{4)*}, 김 중 경^{5)*}

(Eunjung Park, Subin Kim, Myoung-Ock Cho, Kyunghoon Kim, Mohiuddin Khan Shourav, Sunwook Kim, Jeonghoon Lee, and Jung Kyung Kim)

요 약 스마트폰의 영상정보처리에 기반한 현장 진단기기 개발을 목표로 입자계수용 형광 smartscope와 DC 모터로 제어되는 입자정렬 시스템을 제작하였다. 크기가 작고 저렴한 비용으로 비전문가도 쉽게 다룰 수 있는 smartscope는 LED, 볼렌즈, 형광필터가 설치된 어댑터가 스마트폰 카메라 앞에 장착되어 전용 애플리케이션으로 형광입자와 형광염색된 백혈구를 계수할 수 있었다. 모터는 안드로이드 스마트폰의 블루투스 무선통신 기능을 통해 제어되었다. 나선형 미세유동채널이 축을 중심으로 회전하는 동안 백혈구와 크기가 유사한 입자가 정렬되는 현상을 관찰하였다. 모터로 회전 방향과 속도가 조절되는 입자 정렬 시스템은 많은 시간이 소요되는 수작업을 최소화하고 시료 전처리 과정을 자동화할 수 있으므로, smartscope와 통합될 경우 스마트폰을 이용한 현장진단기기에 활용될 수 있을 것이다.

핵심주제어 : 영상 기반 세포분석법, 스마트폰, 나선형 채널, 입자 계수, 입자 정렬, 현장 진단

Abstract With the aim of developing a smartphone-based point-of-care device that is small, inexpensive, and easy to handle by non-expert, we designed a fluorescence smartscope for counting particles and a DC motor-controlled particle positioning system. Our smartscope can count the number of fluorescent particles and fluorescently-stained white blood cells through a phone camera with an

* Corresponding Author : jkkim@kookmin.ac.kr

+이 논문은 교육과학기술부의 재원으로 지원을 받아 수행된 산학협력 선도대학(LINC) 육성사업과 교육부의 재원으로 한국연구재단(NRF)의 지원(NRF-2013R1A1A2059539)을 받아 수행된 연구 결과임.

Manuscript received June 2 , 2015 / revised June 23 ,2015 / accepted June 27, 2015

1) 한국기술교육대학교 기계공학과 제1저자
2) 국민대학교 기계공학과
3) 국민대학교 의생명융합학과
4) 한국기술교육대학교 기계공학부, 교신저자(jlee@koreatech.ac.kr)
5) 국민대학교 기계공학과, 교신저자(jkkim@kookmin.ac.kr)

adaptor containing a LED, a ball lens and optical filters and an application running on a smartphone. The motor was controlled wirelessly via Bluetooth with an Android smartphone. We found that axial spinning of a helical microfluidic channel allows arrangement of particles having size similar to the white blood cells. The motor-controlled particle positioning system can minimize time-consuming manual processes and automate sample preparation process and thus, if integrated with the smartscope, it can be used for a point-of-care testing device based on a smartphone.

Key Words : Image Cytometry, Smartphone, Helical Channel, Particle Counting, Particle Positioning, Point-of-care Test

1. 서 론

질병 진단은 질병 발병 및 질병 소인 여부를 신속하게 결정하는 것이 목적이다. 혈액검사 중 형태학적 검사는 일반적으로 혈구의 개수 및 모양에 대한 정보를 분석해 환자 상태를 판단한다. 이러한 혈구 정보의 획득 및 분석은 광학·전자·기계·데이터 처리기술의 진보에 힘입어 최근 급속히 발전해왔다.

같은 세포를 계수한다 할지라도 진단기에 적용된 기술들은 사용 목적에 따라 연구용·병원용·현장진단용으로 나눌 수 있다[1]. 현장진단은 환자가 있는 현장에서 바로 수행하여 결과를 획득해 신속한 치료를 할 수 있도록 하는 진단을 의미한다. 현장진단의 목적은 질병의 조기검진 및 더 나은 치료를 위한 환자 모니터링이다. 현장진단기는 연구용이나 병원용 진단기와 다르게 연구소의 전문 인력과 고가의 전문 설비를 활용하지 못하기 때문에 이용방법이 단순해야 하며 가볍고 작아야 한다. 또한 신속한 치료를 요하는 상황에서 사용하는 것이 일반적이므로 진단과정이 짧은 시간 내에 완료되고, 환자 상태를 나타내는 정보가 의사 및 전문가에게 신속하게 전달되어 빠른 처방 및 치료가 이루어져야 한다[2-4].

말라리아, 결핵, 인간 면역결핍 바이러스(HIV) 감염 등 전염성 질환에 의한 사망은 대부분 아프리카를 포함한 개발도상국가에서 발생하고 있다[5]. 이러한 국가는 환자에게 적절한 진단조차 적용하기 힘든 실정으로 진단만 적절히 이뤄진다면 이러한 사망률을 대폭 줄일 수 있다[6]. 따라서 개발도상국에서 질병을 진단하고 모니터링하는데

큰 역할을 할 수 있는 저비용 현장진단기기의 개발이 필요하다[7].

스마트폰 및 애플리케이션의 보급을 통해 기기의 제어·데이터 분석·데이터 전송이 용이해졌으며, 휴대폰에 내장된 카메라의 성능이 향상되면서 영상 획득 능력이 개선됨에 따라 휴대폰을 활용한 다양한 진단 기기들이 최근 선보이고 있다[8-10]. 더불어 미세유체채널의 제작이 용이해지면서 미세유체공학기술이 적용된 상용 현장진단 기기도 지속적으로 개발되고 있다[11-12].

본 논문에서는 HIV의 감염여부를 진단하는 현장진단기기를 목표로 두 가지 시스템을 개발하여 성능을 평가하였다. 상용 스마트폰을 활용한 영상 기반 세포분석기인 smartscope[13-14]에 형광 검출 기능을 추가한 시스템을 구성하였고 시뮬레이션 프로그램을 통해 시스템의 광학적 성능을 평가한 후에 입자 계수 성능을 검증하였다. 또한 안드로이드 스마트폰의 블루투스 통신 기능을 통해 무선으로 제어되는 DC 모터를 활용하여 나선형 미세유체채널의 회전에 의한 입자의 정렬 기능을 구현하였다. 궁극적으로는 시료 카트리지에 전혈 주입 후 시료 전처리에서 분석까지의 전 과정을 자동으로 수행하는 현장진단기기 개발을 목표로 하고 있으나 본 연구에서는 각 기능을 독립적으로 수행하는 두 가지 요소 시스템 개발에 주력하였다.

2. Smartscope의 입자계수 성능 평가

2.1 형광 smartscope 설계 및 제작

형광 영상 획득을 위해 스마트폰 카메라 앞에 장착하는 광학모듈의 모식도를 Fig. 1에 나타내었다. 형광입자 및 형광염색된 백혈구 세포를 계수하고자 광학모듈은 푸른색 파장의 빛을 방출하는 고휒력 LED(M470L2, Thorlabs), 여기필터(ET460/50m, Omega Optical), 시료 슬라이드,

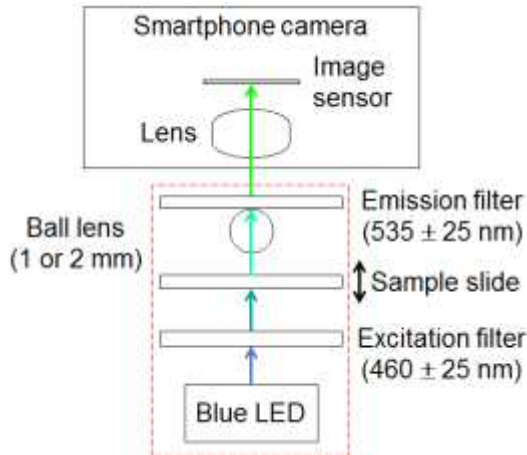


Fig. 1 Schematic of smartscope for fluorescence imaging. A detachable optical module is denoted by the dotted line.



Fig. 2 3D model (left) and prototype (right) of an optical adaptor for fluorescence smartscope

지름 1mm 또는 2mm인 볼렌즈(Fused silica ball lens, Edmund Optics), 방사필터(ET535/50m, Omega Optical)로 구성되었다. 표준 규격(75mm x 25mm x 1mm)의 시료 슬라이드를 광학모듈의 홈에 밀어 넣은 후 초점 조절 나사를 이용하여 Z축 방향으로 움직여서 초점을 맞춘 후 스마트폰(GALAXY Note II, Samsung Electronics)의 내장 카메라로 영상을 촬영하였다. Fig. 2는 형광 smartscope 광학모듈의 3차원 모델과 실제 제작된 시제품의 사진을 나타낸다. 형광 영상에서 고휒력 LED 광으로 인한 배경을 최대한 제거하고 형광입자 및 형광염색된 백혈구를 검출할 수 있도록 카메라 렌즈 바로 앞에 위치하는 방사필터는 시료에서 방출되어 1mm 볼렌즈를 통과한 빛의 파장대만 통과시키고 여기 파장대의 빛은 반사시키는 대역폭을 가지도록 선정하였다.

2.2 형광 smartscope의 광학 성능 평가

상용 광학 시뮬레이션 프로그램(Zemax 13, Radiant Zemax)를 이용하여 제작된 형광 smartscope 시스템의 광학 성능을 평가하였다. 지름 2mm 및 지름 1mm인 볼렌즈를 사용한 경우 광학 시뮬레이션 결과를 각각 Fig. 3과 Fig. 4에 나타내었다. Fig. 3과 Fig. 4의 (a)는 볼렌즈와 휴대폰에 내장된 양면볼록렌즈의 규격을 고려하여 계산한 광경로 추적 모식도이다. 스마트폰에 내장된 카메라의 규격으로는 초점거리 = 3.6mm, F number = 2.6을 적용하였다. 카메라 렌즈의 규격은 곡률반경 = 4mm, 두께 = 3.5mm로 파악되었다. Fig. 3과 Fig. 4의 (b)는 카메라의 이미지 센서가 위치한 지점에서 왜곡에 의한 주변 초점변형을 반영한 격자 영상 시뮬레이션 결과이며, (c)는 영상 중심에서 멀어짐에 따른 상면 만곡을 나타낸다. 볼렌즈의 특성상 중심에서 멀어질수록 영상의 왜곡 현상이 심해지는 것을 확인할 수 있었으나, 5-10%의 왜곡 정도는 일반적으로 허용할 수 있는 범위이고 smartscope의 시야각기는 좌우 0.1mm, 상하 0.125mm로 곡률반경에 비해 매우 작기 때문에 입자 및 세포 계수 결과에 크게 영향을 주지 않을 것으로 예상할 수 있다.

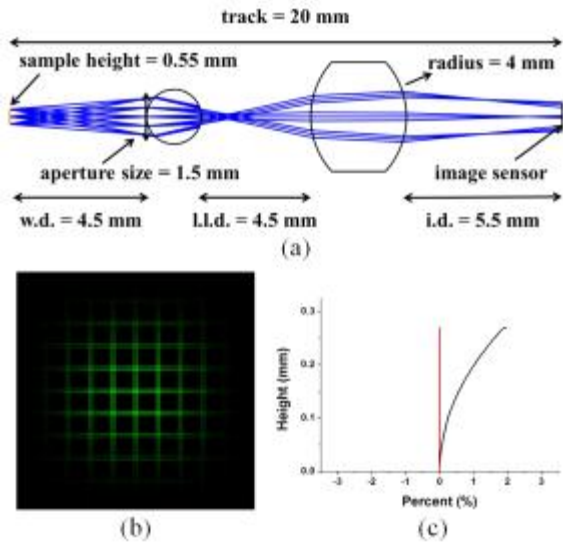


Fig. 3 Simulation results of optical performance of fluorescence smartscope system with a ball lens of 2 mm in diameter. (a) Ray tracing diagram (b) Grid distortion image (c) Field curvature graph

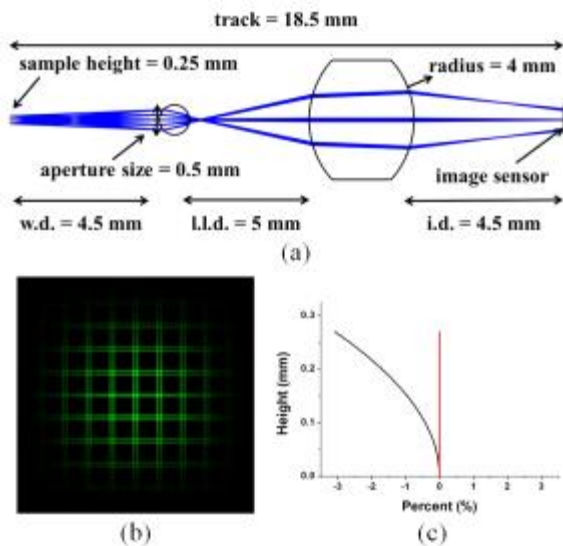


Fig. 4 Simulation results of optical performance of fluorescence smartscope system with a ball lens of 1 mm in diameter. (a) Ray tracing diagram (b) Grid distortion image (c) Field curvature graph

2.3 형광 smartscope의 입자계수 방법

제작된 형광 smartscope의 입자계수 성능을 평가하고자 시료를 smartscope와 형광현미경 (IX51, Olympus)에서 촬영한 후 분석결과를 비교하였다. 형광현미경에서는 높이가 0.1mm인 투명한 플라스틱 시료챔버(C-Chip, INCYTO), smartscope에서는 슬라이드와 커버글라스 사이에 얇은 양면테이프를 붙여서 제작한 높이가 약 0.09-0.11mm인 시료챔버를 사용하였다. 높이가 일정한 시료챔버를 사용하면 입자 영상의 시야크기로부터 한 영상에 포함되는 시료부피를 계산할 수 있으므로 입자 개수를 시료부피로 나눈 입자 농도를 도출할 수 있다.

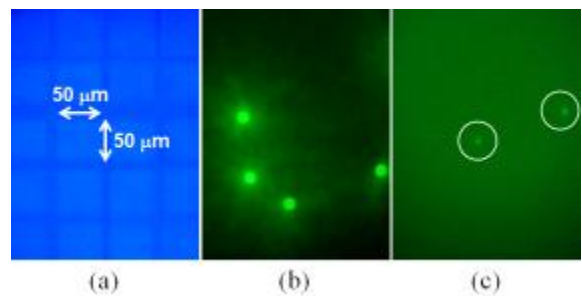


Fig. 5 (a) Grid image at the bottom surface of plastic sample chamber (C-Chip) captured by smartscope with 1-mm ball lens (b) Fluorescent bead (10 μm in diameter) image captured by smartscope (c) Fluorescently-stained white blood cell image captured by smartscope

형광현미경에서 10배 대물렌즈로 바닥면에 격자가 그려진 플라스틱 시료챔버 내 입자를 수동으로 계수할 때, 한 구역에 포함되는 시료 부피는 0.1μl이며 총 4구역에 포함된 입자를 계수하였다. Fig. 5(a)는 지름 1mm 볼렌즈를 사용한 smartscope로 촬영한 플라스틱 시료챔버의 격자 영상이다. 한 영상의 시야크기는 가로 0.2mm, 세로 0.25mm로 측정되었고 높이가 0.1mm일 때 한 영상에 포함되는 시료의 양은 0.005μl가 된다. 따라서 smartscope로 획득한 20장의 시료영상에는 0.1μl에 해당하는 시료가 포함되므로 형광현미경

에서 분석하는 한 구역의 시료부피와 동일하게 된다.

시료로는 크기가 10 μ m인 형광입자(F8836, Invitrogen)를 10% 희석하여 사용하였으며, 혈액 10 μ l에 PBS(phosphate buffered saline) 185 μ l와 5 μ l 형광염료(SYTO9, Invitrogen)를 넣은 후 실온에서 20분간 반응시켜 형광염색한 백혈구를 사용하였다. 백혈구 시료는 1.25, 2.5, 3.3, 5%로 희석하여 농도 변화에 따른 입자계수 성능을 평가하였다. 형광현미경에서 입자 계수 시에는 형광입자 및 형광염색된 백혈구 각 10 μ l를 플라스틱 시료챔버에 주입하여 4개 구역에 포함된 입자를 수동 계수하여 분석하였다. Smartscope에서는 동일한 시료를 직접 제작한 슬라이드-커버글라스 시료챔버에 10-12 μ l 넣은 후 시료챔버를 한쪽 방향으로 이송하면서 촬영한 30장 이상의 영상을 분석프로그램(ImageJ)으로 처리 및 분석하여 자동 계수하였다. Smartscope로 촬영한 10 μ m 형광입자와 형광 염색된 백혈구 영상을 각각 Fig. 5(b)와 Fig. 5(c)에 나타내었다. 형광입자와 형광 염색된 백혈구 영상의 밝기를 비교할 수 있는 신호대잡음비(signal-to-noise ratio; SNR)를 분석 프로그램(ImageJ)을 이용하여 계산하였다. 형광입자 영상의 SNR은 22로 형광염색된 백혈구 영상의 SNR인 1.5에 비해 약 14배 정도 높았다. 형광입자 영상에 비해 백혈구 영상의 신호대잡음비가 상대적으로 낮으나 백혈구를 검출하고 계수하는 데에는 문제가 없었다. 후속 연구를 통해 배경 영상의 밝기를 감소시켜 검출 한계를 향상시킬 수 있도록 광학모듈 설계를 개선할 필요가 있다.

2.4 입자 및 백혈구 계수 결과 분석

형광입자 및 형광염색된 백혈구의 계수 결과를 나타낸 Table 1을 보면 입자는 smartscope에서 1 μ l당 100개, 백혈구는 1 μ l당 약 1400개 더 많이 계수되었음을 알 수 있다. 그 원인 중 하나로 smartscope에서는 시료챔버를 수동으로 이송시키며 한 시야크기에 포함된 형광시료에 초점을 맞추고 영상을 촬영하므로 실험자의 주관적인 견해가 개입되어 발생된 실험오차를 들 수 있다.

또한 혈액의 백혈구 수가 적혈구 수에 비해서 극히 적어서 시료챔버 내에 백혈구가 균일하게 분포하지 않게 되므로, 충분히 많은 양의 시료부피를 분석하지 않을 때 오차가 크게 증가할 수 있다. 이러한 두 가지 문제점은 향후 smartscope를 이용한 영상 획득 과정을 자동화하고 시료를 농축해서 분석할 수 있는 시스템 구성을 통해 해결할 수 있을 것이다.

Table 1 Concentration (number/ μ l) of fluorescent bead and white blood cells measured by smartscope and fluorescence microscope

	Smartscope	Microscope
Fluorescent bead	430	330
White blood cell	4797	3400

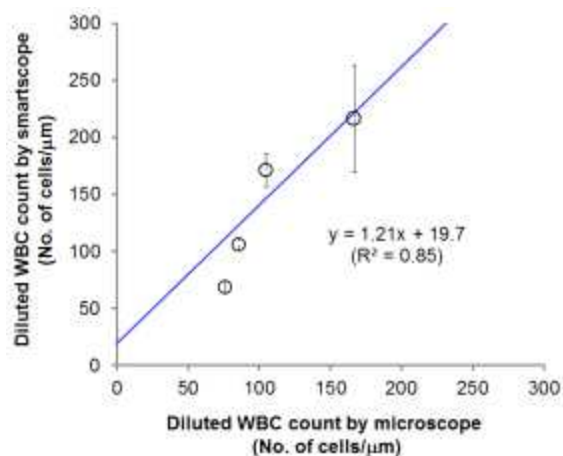


Fig. 6 Comparison of smartscope-based WBC counting results with the standard test results obtained by conventional fluorescence microscope for 4 sets of diluted blood samples.

형광염색된 백혈구를 이용하여 smartscope의 계수 정확도를 평가하였다. 동일한 혈액을 희석하여 백혈구 수를 단계적으로 조절한 시료를 형광 smartscope와 형광현미경으로 촬영하여 분석한 백혈구 농도를 Fig. 6에 비교하여 나타내었다. Smartscope로 분석한 백혈구의 농도가 형광현미경으로 측정된 농도에 비해 1.2배 정도 높게 나

타났다. 이러한 오차는 Table 1의 결과를 토의할 때 언급한 원인에 기인한다고 볼 수 있다. 4단계로 희석된 혈액 시료의 계수 결과로부터 얻어진 smartscope와 형광현미경 사이의 상관계수(R^2)는 0.85로 계산되었다.

3. 나선형 미세유동채널의 입자정렬 성능 평가

3.1 나선형 채널과 모터를 이용한 현장진단 기기

Smartscope의 경우 시료챔버에 주입되는 시료의 부피는 최대 12 μ l이며, 영상 분석을 통한 세포 계수를 위해 1.25, 2.5, 3.3, 5% 등으로 희석하여 사용하므로 실제 분석되는 혈액의 양은 0.6 μ l 이하로 매우 적다. 분석에 사용되는 시료부피가 매우 적은 경우 세포 계수의 오차율은 높아진다. 또한 세포 계수 작업에 필요한 시료 주입, 시료 이송, 시료 전처리, 시료 분석 등의 과정이 자동화되지 않은 경우에도 오차율이 높아질 수 있다. Smartscope를 포함한 여러 영상 기반 세포계수기의 경우 영상 획득을 위해 수작업으로 시료 준비를 해야 하며, 일반적으로 숙련된 기술이 필요하다. 검출하고자 하는 질병에 따라 혈액시료 준비과정은 달라지지만 검출하고자 하는 생체물질의 정확한 양을 측정할 수 있도록 표지물질을 부착하는 시료 반응, 전혈로부터 계수에 필요한 세포만 추출 또는 정렬하는 시료 분리 과정은 필수적이다. 의료 서비스가 취약한 지역의 현장 진단 기기는 전문 인력의 수작업에 의존하는 전처리 과정이 비전문가도 사용할 수 있도록 진단기기 내에서 자동으로 수행되도록 개발되어야 한다.

본 연구진은 이러한 요구 사항을 반영하고자 안드로이드 스마트폰으로 블루투스 무선통신을 통해 제어되는 모터와 나선형 미세유동채널을 활용하였으며, 미세채널 내에서 시료 전처리 및 정확한 입자 계수를 위한 입자 정렬 기능을 갖춘 시스템을 개발하였다. 같은 크기의 채널로 제작된 나선형 채널 시료챔버와 직선 채널 시료챔버가 동일한 면적 내에 있다고 가정해보면 나선형 채널에 더 많은 양의 시료가 포함된다. 따라서

나선형 채널로 구성된 시료챔버에서 보다 많은 양의 시료를 분석하여 측정 오차를 감소시킬 수 있다.

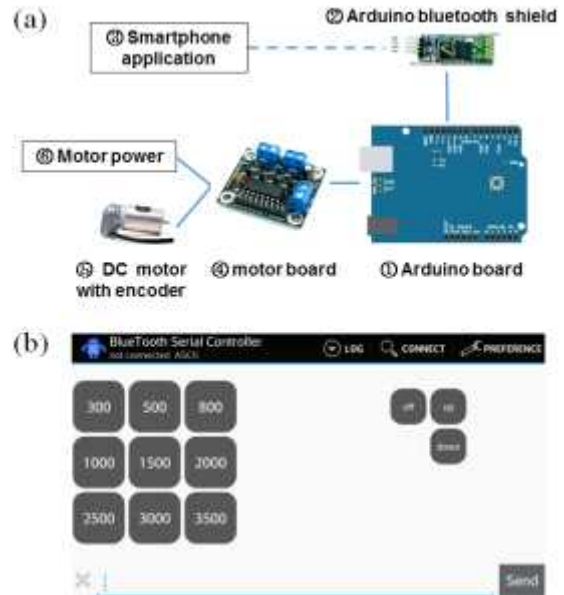


Fig. 7 (a) Diagram of motor system controlled by a smartphone (b) An application to control motor speed

3.2 스마트폰 기반 모터 제어 시스템 구성

아두이노는 마이크로컨트롤러를 내장한 제어용 기판으로 모터 컨트롤러를 쉽게 다룰 수 있다는 특징이 있다. Fig. 7(a)와 같이 제어시스템을 구성하였다. 블루투스 보드를 통해 블루투스 통신으로 모터보드와 스마트폰을 연결하여 스마트폰으로 모터를 무선 제어할 수 있도록 하였다. 사용된 애플리케이션의 화면은 Fig. 7(b)와 같으며 블루투스 연결 후 원하는 속도의 버튼을 누르면 해당하는 속도에 맞춰 회전한다.

3.3 회전하는 나선형 채널 내 입자정렬 관찰

3.3.1 Z축 정렬

지름이 1 μ m인 형광입자(F8852, Invitrogen) 0.2%와 10 μ m인 형광입자 40%가 섞인 증류수를 나선형 미세유동채널에 주입하였다. 채널의 양끝을

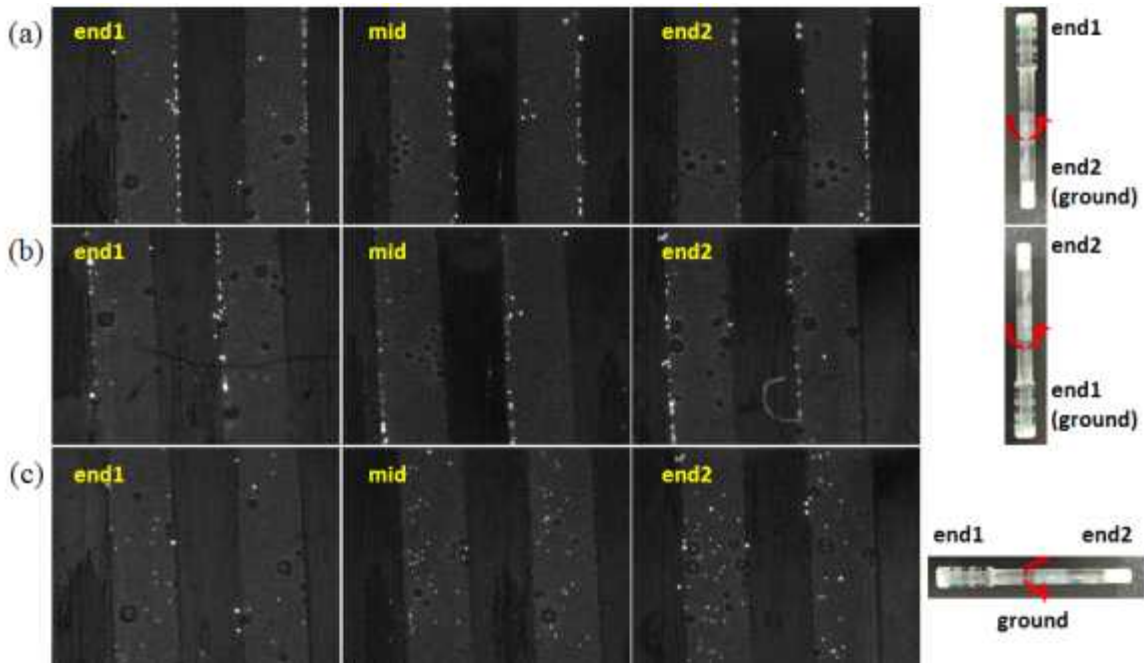


Fig. 8 An inside view of helical microchannel filled with 1 μ m and 10 μ m fluorescent beads suspension after spinning with respect to its axis

각각 입자로 end1과 end2로 명명하였다. Fig. 8(a)은 채널의 end2를 중력 방향으로 향하도록 세우고 모터로 100초간 회전시킨 후 촬영한 사진이다. Fig. 8(b)은 end1을 아래로 향하도록 세워 100초간 회전 후 촬영한 사진이며, Fig. 8(c)은 양끝을 수평을 이룬 상태에서 100초간 회전시킨 후 촬영한 사진이다. 모든 사진은 4배 대물렌즈를 사용하여 촬영하였다. 지름 1 μ m 형광입자의 경우 나선형 채널이 축 방향에 수직일 경우와 수평일 경우 모두 전체적으로 퍼져있다. 그러나 지름 10 μ m 형광입자는 채널의 끝 방향에 상관없이 중력방향으로 정렬하고, 중력방향에 수직으로 모터회전을 시킬 경우 채널 전체에 퍼져있음을 확인할 수 있다.

액체내의 입자는 부력을 받고, 입자의 밀도가 액체보다 클 경우 입자는 중력방향으로 가라앉는다. 입자가 받는 부력은 밀도차 뿐만 아니라 입자 크기도 영향을 받는다[15]. 마이크로 채널 내에서 유체와 입자 사이의 밀도차와 입자 크기에 따라 입자를 중력과 모터회전력을 이용하여 빠른 시간 내 정렬할 수 있음을 확인하였다. 물

의 밀도는 1g/cm³이고 사용한 형광입자의 밀도는 1.06g/cm³이다. 실제 혈액에서 혈장, 적혈구, 백혈구의 밀도는 각각 약 1.03, 1.09-1.2, 1.06-1.1 g/cm³로 HIV 감염을 판단하는 바이오마커인 CD4 세포는 백혈구 중 하나로 본 실험에서 사용한 형광입자와 유사한 밀도를 갖는다.

정지한 유체 안에서 입자는 부력을 받으며, 부력은 입자가 클수록 또한 입자의 밀도가 유체의 밀도보다 작을수록 커진다. 사용된 1 μ m 형광입자와 10 μ m 형광입자는 거의 유사한 밀도를 가지고 있으나, 입자의 부피는 10 μ m 형광입자가 1000배 더 크며 그에 따라 부력도 같은 비율만큼 차이난다. 또한 10 μ m 형광입자는 백혈구와 유사한 크기를 가지고 있으며, 사용된 증류수와 형광입자 사이의 밀도차가 백혈구와 혈장사이의 밀도차와 유사하기 때문에 나선형 미세유동채널에서 백혈구도 10 μ m 형광입자와 유사한 유동을 보일 것으로 예상되며, 모터를 이용하면 단시간 내 채널 내에서 정렬할 것으로 예측가능하다.

3.3.2 R방향 정렬

지름이 10 μ m인 형광입자를 증류수로 20% 희석하여 나선형 미세유동채널에 주입하였다. 나선형 채널은 높이 400 μ m, 폭 300 μ m인 채널을 사용하였다. Fig. 9(a)는 형광입자 주입 직후 10배 대물렌즈를 이용하여 채널 내부를 촬영한 사진이다. 이후 채널의 한쪽 끝이 중력방향을 향하도록 세운 후 2000rpm으로 1분간 회전시킨 후 채널내부를 촬영하였다(Fig. 9(b)).

채널의 한쪽 끝을 아래로 향하도록 세워놓으면 10 μ m 형광입자는 중력방향으로 가라앉으며 모터를 사용할 경우 더 빠르게 이송시킬 수 있다. 또한 모터의 속도를 높일 경우 모터에 의해 채널내 원심력이 발생하고 채널의 깊이 방향으로 같은 위치에 놓이게 된다. 이는 한 시야크기 내에서 형광입자가 같은 초점평면에 위치함을 의미한다.

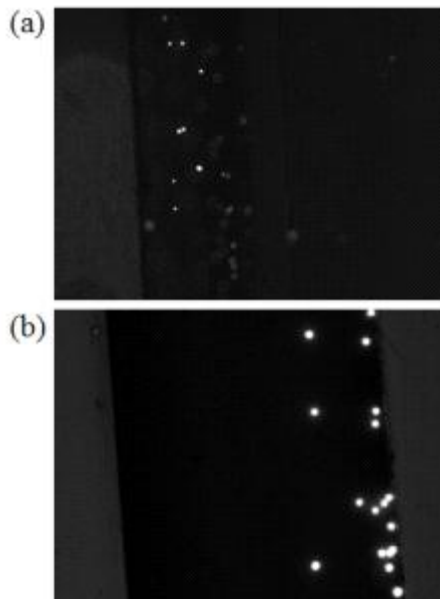


Fig. 9 Distribution of 10 μ m fluorescent beads in helical microchannel (a) before spinning (b) after spinning using a DC motor

Fig. 9(a)와 같이 모터회전 없이 채널내부의 형광입자를 관찰하면 형광입자의 초점이 균일하지 않아서 입자를 계수하려면 높이가 낮은 채널을 사용하거나 높이를 변경해가며 촬영한 후 영상 후처리를 해야 한다. 모터를 사용하여 채널에

원심력을 발생시키면 Fig. 9(b)와 같이 한 시야크기 내에서 같은 초점거리에 위치하므로 입자 검출 및 분석의 정확도를 대폭 높일 수 있다.

4. 결 론

본 논문에서는 현장진단기기에 활용할 수 있는 두 가지 요소 시스템을 제안하였다. Smartscope는 휴대성이 용이하고 일상생활에서 사용하는 스마트폰을 활용하여 혈액검사를 할 수 있다는 장점을 갖는다. 또한 스마트폰의 애플리케이션을 활용하여 간단한 조작만으로 분석 정보를 얻을 수 있음을 확인하였다. 형광 smartscope의 입자계수 성능평가를 수행한 결과 일반 형광현미경 얻은 결과와 상관관계가 있음을 확인하였다. 현재 smartscope가 가지고 있는 한계인 시료챔버의 수동 이송 및 작은 시야크기를 보완하고자 모터로 제어되는 나선형 채널 시료챔버 시스템을 개발하였다. 나선형 채널과 모터 통합 시스템의 가장 큰 장점은 카메라의 위치를 고정시키고 모터의 회전으로 채널 전체를 촬영할 수 있다는 점이다. 또한 모터 회전을 통해 발생시킨 원심력과 중력을 적절히 활용하면 시료입자를 채널 내에서 일정한 영역에서 동일한 초점평면에 정렬시킬 수 있음을 확인하였다. 본 논문에서 제안한 형광 smartscope와 모터로 회전이 제어되는 나선형 채널 시료챔버가 결합되면 시료 전처리에서 분석까지 자동으로 수행되는 스마트폰 기반 현장진단기기 개발에 활용할 수 있을 것으로 기대된다.

References

- [1] L. Gervais, N. de Rooij and E. Delamarche, "Microfluidic chips for point-of-care immunodiagnosics," *Advanced Materials*, Vol. 23, Iss. 24, pp. H151-H176, 2011.
- [2] W. G. Lee, Y. G. Kim, B. G. Chung, U. Demirci and A. Khademhosseini, "Nano/microfluidics for diagnosis of infectious diseases in developing countries,"

- Advanced Drug Delivery Reviews, Vol. 62, pp. 449-457, 2010.
- [3] Y. S. Jung, "Implementation Plan of Integrated Medical Information System for Ubiquitous Healthcare Service," Journal of the Korea Industrial Information Systems Research, Vol. 15, No. 2, pp.115-126, 2010.
- [4] S. Park, B. Moon, B. Lim, B. Hwang and S. Choi, "Development of Wireless Healthcare System for Emergency Treatment," Journal of the Korea Industrial Information Systems Research, Vol. 14, No. 5, pp. 125-130, 2009.
- [5] D. M. Morens, G. K. Folkers and A. S. Fauci, "The challenge of emerging and re-emerging infectious diseases," Nature, Vol. 430, Iss. 6996, pp. 242-249, 2004.
- [6] P. Yager, G. J. Domingo and J. Gerdes, "Point-of-care diagnostics for global health," Annual Review of Biomedical Engineering Vol. 10, pp. 107-144, 2008.
- [7] V. Gubala, L. F. Harris, A. J. Ricco, M. X. Tan and D. E. Williams, "Point of care diagnostics: status and future," Analytical Chemistry, Vol. 84. Iss. 2, pp. 487-515, 2012.
- [8] V. Oncescu, M. Mancuso and D. Erickson, "Cholesterol testing on a smartphone," Lab on a Chip, Vol. 14, No. 4, pp. 759-763, 2014.
- [9] I. Navruz, A. F. Coskun, J. Wong, S. Mohammad, D. Tseng, R. Nagi, S. Phillips and A. Ozcan, "Smart-phone based computational microscopy using multi-frame contact imaging on a fiber-optic array," Lab on a Chip, Vol. 13, Iss. 20, pp. 4015-4023, 2013.
- [10] R. D. Stedtfeld, D. M. Tourlousse, G. Seyrig, T. M. Stedtfeld, M. Kronlein, S. Price, F. Ahmad, E. Gulari, J. M. Tiedje and S. A. Hashsham, "Gene-Z: a device for point of care genetic testing using a smartphone," Lab on a Chip, Vol. 12, Iss. 8, pp. 1454-1462, 2012.
- [11] D. C. Duffy, J. C. McDonald, O. J. Schueller and G. M. Whitesides, "Rapid prototyping of microfluidic systems in poly(dimethylsiloxane)," Analytical Chemistry, Vol. 70, Iss. 23, pp. 4974-4984, 1998.
- [12] C. D. Chin, V. Linder and S. K. Sia, "Commercialization of microfluidic point-of-care diagnostic devices," Lab on a Chip, Vol. 12, Iss. 12, pp. 2118-2134, 2012.
- [13] C. Park, M.-O. Cho, D. Lee and J. K. Kim, "Analysis of blood cell images using smartphone-based mobile smartscope," Journal of the Korean Society of Visualization, Vol. 10, No. 2, pp. 25-31, 2012.
- [14] S. Kim and J. K. Kim, "Quantitation of antigen-antibody reaction condition for development of fluorescence image-based CD4 rapid test," Journal of the Korean Society of Visualization, Vol. 13, No. 1, pp. 35-42, 2015.
- [15] B. Prasad and J. K. Kim, "CFD analysis of geometric parameters that affect Dean flow in a helical microchannel," Journal of the Korean Society of Marine Engineering, Vol. 38, No. 10, pp. 1269-1274, 2014.



박 은 정 (Eunjung Park)

- 국민대학교 기계자동차공학과 학사
- 국민대학교 기계공학과 석사
- 한국기술교육대학교 기계공학과 박사과정

- 관심분야 : microfluidics, Lab-on-a-chip, mechanical tools to diagnose and cure disease



모 히 우 먼 칸
(Mohiuddin Khan Shourav)

- Medical Physics & Biomedical Engineering, Gono University
- 국민대학교 의생명융합학과(의공학 전공) 석사과정

- 관심분야 : Optics, Lab-on-Chip



김 수 빈 (Subin Kim)

- 가천의과학대학교 의용공학과 학사
- 국민대학교 바이오의료기기연구실 연구원

- 관심분야 : Lab-on-a-chip, Diagnosis device, Bio-healthcare



김 선 옥 (Sunwook Kim)

- 충남대학교 동물자원생명과학과 학사
- 국민대학교 의생명융합학과(의공학 전공) 석사과정

- 관심분야 : Healthcare Device, Biomechanical Design



조 명 옥 (Myoung-Ock Cho)

- 한국방송통신대학교 정보통계학과 학사
- 국민대학교 기계공학과 석사
- 국민대학교 BK사업단 연구원

- 관심분야 : Biomedical device, Environmental monitoring sensor, Lab-On-a-Chip



이 정 훈 (Jeonghoon Lee)

- 서울대학교 기계공학과 학사
- 서울대학교 기계항공공학부 기계공학석사
- 서울대학교 기계항공공학부 기계공학박사

- 한국기술교육대학교 기계공학부 조교수
- 관심분야 : 에어로졸 광학정보, 이미지처리, 디젤엔진, 환경



김 경 훈 (Kyunghoon Kim)

- 국민대학교 기계자동차공학부 학사
- 국민대학교 기계공학과 석사
- 관심분야 : micro transport phenomena, CFD, multi-phase flow, bio-fluidic system



김 중 경 (Jung Kyung Kim)

- 서울대학교 기계공학과 학사
- 서울대학교 의용생체공학 협동과정 공학석사
- 서울대학교 의용생체공학 협동과정 공학박사

- 국민대학교 기계공학과 부교수
- 관심분야 : 광학 기반 의료용 진단 및 치료기기, 생체전달현상, 적정의료기술