

대장 내시경 속도 가이드 시스템 연구

A Study on the Colorectal Endoscopic Speed Guide System

강성민¹, 김영재², 박동균³, 김재승⁴, 김광기^{5*}

Seong Min Kang¹, Young Jae Kim², Dong Kyun Park³, Jae-Seoung Kim⁴, Kwang Gi Kim^{5*}

요약

본 연구에서는 대장 내시경 선단부 및 대장 내부근육의 움직임을 감지해 상대 속도를 추론하기 위한 광학 흐름 기반의 가이드 시스템을 제안한다. 대장 내시경 속도 가이드 시스템은 지역적, 전역적 방식의 광학 흐름 알고리즘인 루카스-카네데, 파네백, RLOF 알고리즘을 기반으로 연속된 프레임 상 객체의 동작패턴을 감지한다. 감지된 동작패턴은 객체영역의 포인트 간 이동으로 움직임을 표현할 수 있다. 또한 이 값은 수치로 변환되어 상대적인 속도 수치의 추론이 가능하다. 따라서 추론된 상대적인 속도 수치 기반 일정 속도 이상으로 내시경 조작이 판단될 시, 의료진에게 실시간으로 이 사실을 알려 움직임을 제한함으로써 이상적인 내시경 조작 속도 내에서 균일한 영상 품질을 유지한다. 감지되는 움직임의 크기가 큰 내시경 영상의 특성상 지역적 방식의 알고리즘 보다 픽셀 전체의 움직임을 감지하는 전역적 방식의 알고리즘이 더 높은 정확도를 보였다. 루카스-카네데 < 파네백 < RLOF 순으로 연산 복잡도가 증가하였으며, 연산 복잡도와 비례한 정확도를 보였다.

핵심어 : 대장 내시경, 광학 흐름, 내시경, 움직임 감지

Abstract

In this paper, we propose an optical flow-based guide system that infers relative velocity by detecting movements of colonoscopy tips and colon muscles. The colonoscopy speed guide system detects the behavioral patterns of consecutive frame-based objects based on the Lucas-Kanade, farneback, and RLOF algorithms, which are sparse and dense optical flow algorithms. The sensed motion pattern expresses motion through the movement of points in the object area. This value is also converted into a numerical value, enabling inference of relative velocity values. Therefore, when it is determined that the endoscope operation is more than a certain speed based on the inferred relative speed value, it is known to the medical staff in

1 Department of Biomedical Engineering Medical Center, College of Medicine, Gachon University, Incheon, Korea [Researcher]
e-mail: sm961121@gmail.com

2 Department of Biomedical Engineering, College of IT Convergence, Gachon University, Gyeonggi-do, Korea [Associate professor]
e-mail: youngjae@gachon.ac.kr

3 Health IT Research center, Gachon University Gil Medical Center, Incheon, Korea [Professor]
e-mail: pdk66@gilhospital.com

4 Health IT Research center, Gachon University Gil Medical Center, Incheon, Republic of Korea [Researcher]
e-mail: mpmkjs@gilhospital.com

5 Department of Biomedical Engineering Medical Center, College of Medicine, Gachon University, Incheon, Korea [Professor]
e-mail: kimkg@gachon.ac.kr (Corresponding author)

* 본 연구는 보건복지부의 재원으로 한국보건정보통신원의 의료데이터 중심병원 지원사업 지원에 의하여 이루어진 것임

Received(December 7, 2022), Review Result(1st: December 26, 2022, 2nd: January 16, 2023), Accepted(April 12, 2023), Published(April 30, 2023)



© 2023 The Authors. Published by NCISS.
This is an open access article licensed under the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License.
To view a copy of this license, visit <http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>.

real time and maintains uniform image quality within the ideal endoscope operation speed. Due to the nature of the endoscope image with a large size of the detected motion, the dense algorithm that detects the motion of the entire pixel showed higher accuracy than the algorithm of the sparse algorithm. The computational complexity increased in the order of Lucas-Kanade < Farneback < RLOF, and the accuracy was proportional to the computational complexity.

Keyword : Colorectal Endoscope, Optical flow, Endoscope, Motion detection

1. 서론

대장암(Colorectal Cancer, CRC)은 2020년 기준, 발병률 면에서 3위를 기록하고 사망률 면에서 2위를 기록하고 있는 전 세계적으로 높은 발병률과 사망률을 기록하고 있는 질병이다 [1]. 대장암은 배변습관의 변화, 복부의 통증, 근력 및 체중 등의 감소 증상을 보이지만 이는 통상적으로 질환이 상당히 진행된 단계에서 발견되는 증상이며, 초기 단계의 무증상으로 질환의 조기발견이 어렵다는 특징이 있다 [2].

대장암 선별검사 방식 중, 대장 내시경 검사는 대장암 발병률과 사망률을 유의하게 감소시켜 효과적인 대장암 선별검사로서 알려져 있다 [3][4]. 대장 내시경 검사를 위해 전문의에게 제공되는 가이드라인에 의하면 병리학적 소견이 없는 환자에 경우, 대장 내시경 회수 관찰시간(withdrawal time)에 최소 6분의 시간을 권장하고 있다 [5]. 하지만 반복적인 업무로 인한 피로와 한정된 시간은 병변의 정상적인 식별이 불가능한 속도 이상으로 내시경 조작을 실시할 가능성을 유발한다. 현대 사회에서 의학기술의 발전과 사회적 의료비용의 증가는 의학의 의존도 상승을 불러왔으며, 의료인력에게 가중되는 업무량 역시 함께 증가하게 되었다 [6]. 이는 임상의 의료진에게 있어 가이드라인만으로 의료행위의 항상성을 유지하기에 불리한 업무환경을 제공한다. 따라서 이를 사전에 방지하기 위한 보조 시스템의 필요성이 요구된다. 하지만 환자의 신체 내에 직접 삽입되어 장내의 구조를 촬영하는 내시경 하드웨어의 특성상, 내시경 영상 이외의 추가적인 정보를 얻기 위한 하드웨어의 투입이 어려운 환경이다.

내시경 영상은 대장 내시경 검사 단계에서 실시간으로 활용 가능한 데이터로 객체의 색, 모양, 크기, 밝기 등의 정보를 토대로 임상에서 의료진 보조를 위한 정보를 생산하기에 적합하다. 컴퓨터 비전(Computer Vision) 기반의 내시경 영상을 활용한 내비게이션 시스템 연구는 임상의 의료진을 보조하기 위해 꾸준히 진행되어왔다 [7][8]. 1996년 파키스탄의 NUST(National University of Science and Technology)의 발표에 따르면, 내시경 영상의 어두운 영역(Dark regions)을 이용한 대장의 깊이 추론, 곡선 윤곽(Curved contours) 추출을 이용한 대장 내부 근육영역을 판단하는 내비게이션 시스템을 소개했다 [7]. 2012년 네덜란드의 MIRA-Institute for Biomedical Technology and Technical Medicine의 발표에 따르면, 광학 흐름(Optical flow)를 활용해 내시경의 진행방향을 판단하는 내시경 조향 알고리즘을 발표한다 [8]. 해당 알고리즘은 광학흐름영역에서 확장 초점(focus of expansion,

FOE)을 통해 내시경의 조향을 판단하며, 수동으로 방향을 판단한 결과와 약 89%의 클래스 내 상관관계를 가지는 결과를 도출했다.

하지만 컴퓨터 비전 기반 내시경 움직임 및 조작속도를 추론하기 위한 연구는 매우 적다. 본 논문은 대장 내시경 영상에 광학 흐름 알고리즘을 적용해, 내시경 선단부 및 대장 내부근육 움직임을 감지, 시간의 흐름에 따른 객체의 픽셀 움직임 패턴을 기반으로 상대적 속도를 추론하기 위한 연구를 진행한다. 광학 흐름의 발생은 객체 혹은 카메라의 움직임으로 발생되며, 시간 축을 기준으로 연속되어 발생하는 두 개의 프레임 사이의 이미지 객체의 동작 패턴을 의미한다. 이때 3차원 공간(3D)에서 발생하는 객체의 움직임은 2차원 공간(2D)의 이미지 벡터로 투영되며, 이를 픽셀의 변화량으로 움직임을 감지하고 계산한다 [9-11]. 해당 연구는 대장 내시경 조작속도의 최적화를 목적으로 하며, 정상적인 속도 이상의 조작이 감지될 경우 의료진에게 실시간으로 이 사실을 알려 속도를 제한함으로써 자칫 놓칠 수 있는 용종 및 암에 대한 진단 정확도 상승을 도모한다. 또한 다양한 광학 흐름 알고리즘을 적용 및 비교함으로써 상대적 속도를 추론하기에 적합한 알고리즘을 제안한다.

2. 연구 방법

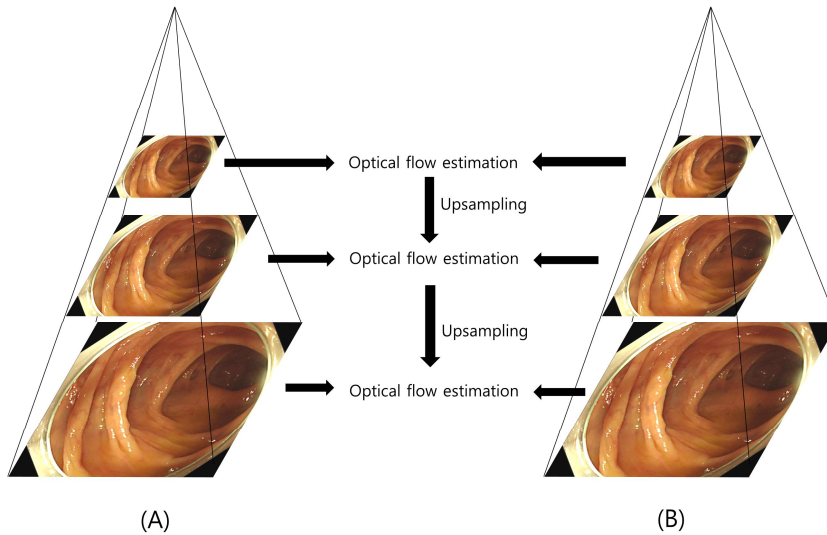
2.1 Image Pre-processing

영상에서의 대장 내시경 영상의 경우, 알고리즘 적용에 필요한 영역의외에 부가적인 정보를 담고 있는 영역이 존재하기 때문에, crop을 통해 사용하고자 하는 영역만을 골라낸다. 광학 흐름 알고리즘의 경우, 연산에 활용되는 픽셀 수에 따라 연산량의 급격한 증가를 보인다. 따라서 이미지 resize를 진행하여 실시간 연산을 위한 전처리를 실시한다.

2.2 Lucas-Kanade Algorithm with pyramids

1981년 Bruce D. Lucas와 Takeo Kanade에 의해 제안된 루카스-카나데(Lucas-Kanade) 알고리즘은 가장 유명한 광학 흐름 알고리즘 중 하나로 특징점 추출을 통한 지역적 방식의 광학 흐름(sparse optical flow) 기법이다 [9]. 프레임 내 픽셀 윈도우를 지정한 뒤, 다음 프레임에서 가장 유사도가 높은 지역과 매칭 하여 움직임을 추적한다. 픽셀 윈도우 내 픽셀들은 일관된 모션 벡터를 가지고 있다는 가정 하에 진행된다. 일관된 모션 벡터를 가지기 위해선 세 개의 전제조건을 둔다. 연속된 프레임에 포함되는 객체상의 픽셀 밝기값은 프레임 변화에 관계없이 일정한 밝기값을 유지해야하며, 밝기 항상성(Brightness constancy)으로 표현된다. 연속된 프레임상 객체의 움직임 정도는 너무 크지 않아야한다. 마지막으로 하나의 픽셀과 인접한 구역의 픽셀들은 하나의 객체에 속할 가능성이 높

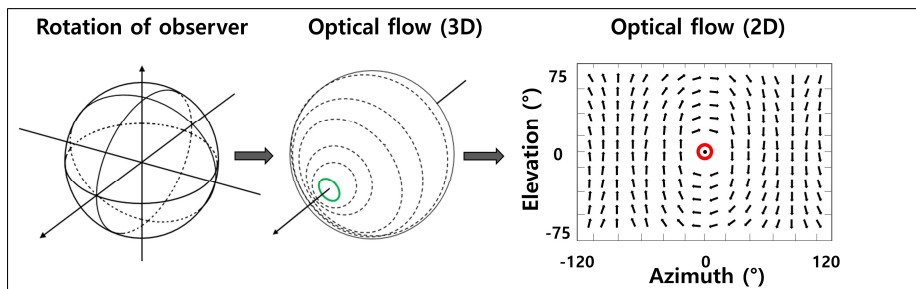
으며 모두 동일한 움직임을 가져야 한다는 점이다. 하지만 루카스-카나데 알고리즘은 움직임이 일정 범위를 초과 하게 되면 계산할 수 없는 단점이 존재하며, 이를 보완하기 위해 multi-scaling trick 으로 불리는 이미지 피라미드(Image pyramid)를 활용한다. [그림 1]은 이미지 피라미드에 관한 그림이며, 두 연속되는 이미지 (A), (B)에 대한 다양한 스케일을 통해 상위 계층부터 하위 계층으로 움직임을 추적하며 보다 큰 움직임도 추적 가능하다.



[그림 1] 이미지 피라미드

[Fig. 1] Image pyramid

수식 (1)의 경우 기본적인 광학 흐름의 접근 방식을 설명하는 수식이며 [그림 2]을 통해 설명된다. 밝기 항상성과 객체의 움직임 정도는 (2), (3) 수식으로 설명된다.



[그림 2] 광학 흐름

[Fig. 2] Optical Flow

$$I(x,y,t) = I(x + u\delta t, y + v\delta t, t + \delta t), \quad (1)$$

$$\begin{aligned} f(x,t) &= I(x(t), t) \\ &= I(x(t+dx), t+dt) \end{aligned} \quad (2)$$

$$\frac{\alpha f(x)}{\alpha t} = 0 \quad (3)$$

편미분을 통해서 (4)와 같은 수식을 얻을 수 있으며, ∇I 는 객체의 위치에 따른 밝기 변화율을 나타내며, I_t 는 시간에 따른 밝기 변화율을 뜻한다.

$$\begin{aligned} \frac{\alpha I}{\alpha x} \frac{dx}{dt} + \frac{\alpha I}{\alpha y} \frac{dy}{dt} + \frac{\alpha I}{\alpha t} &= 0 \\ (\nabla I)^T v + I_t &= 0 \end{aligned} \quad (4)$$

2.3 Gunnar Farneback, Algorithm

2003년 Gunnar Farneback에 의해 제안된 파네백(Gunnar Farneback, 군나르 파네백) 알고리즘은 지역적 광학 흐름 방식인 루카스-카나데 알고리즘과는 다른 전역적 방식의 광학 흐름(dense optical flow) 기법이다 [10]. 파네백 알고리즘의 수식은 루카스-카나데 알고리즘과 크게 변동된 사항이 없으며 두 프레임 간 픽셀의 움직임을 확장 다항식을 이용해 가중치를 부여하는 방식으로 움직임을 추적하며, (5) 수식으로 설명된다. 또한 모든 픽셀에 대해 광학 흐름을 계산하기 때문에 지역적 방식에 비해 정확도가 높다.

$$\begin{aligned} (p - \Delta p) TAt(p - \Delta p) + bt(p - \Delta p) + ct &= pTAt + \Delta tp + bt + \Delta tp + ct \Delta t \\ bt + \Delta t &= bt - 2At\Delta p \\ \Delta p &= -1/2(At) - 1(bt + \Delta t - bt) \\ A\Delta p &= -1/2(bt + \Delta t - bt) \end{aligned} \quad (5)$$

2.4 RLOF(Robust Local Optical Flow) Algorithm

2012년, RLOF 알고리즘은 움직임 추정치 견고함을 향상시키기 위해 Hampel estimator를 기반으로 새롭게 접근된 전역적 방식의 광학 흐름 기법이다 [11]. 기존 루카스-카나데 알고리즘에서 가정하는 밝기 항상성 및 급작스런 움직임을 가진 상황에서도 더욱 신뢰도 높고 정확한 결과값을 도출

한다. RLOF에서 활용된 오차공식은 아래 (6) 수식으로 설명된다.

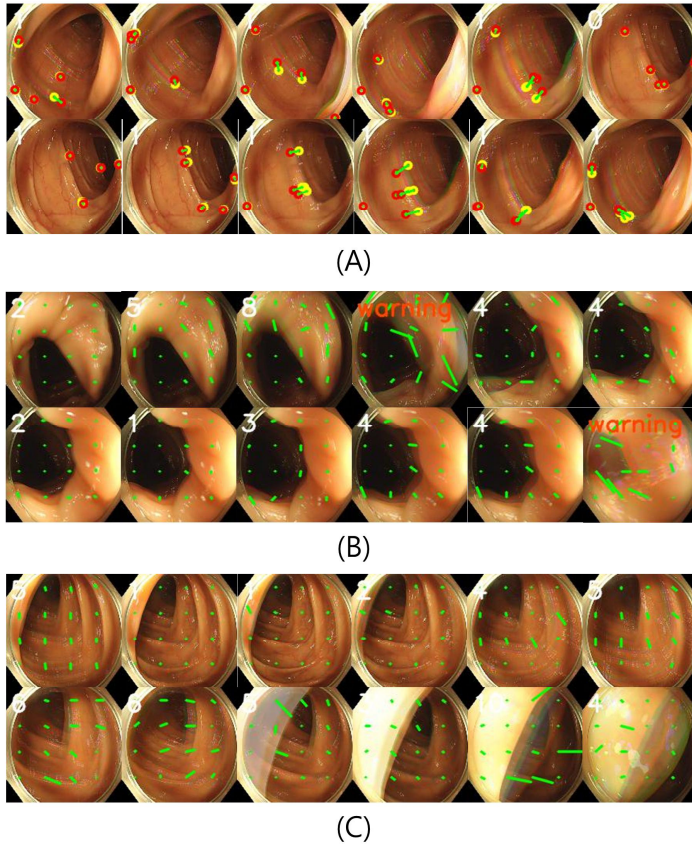
$$\begin{aligned}
 E_{RLOF} &= \sum_{\Omega_1 \subset \Omega} \epsilon^2 + \sum_{\Omega_1 \subset \Omega} \sigma_1 \sigma_2 & (6) \\
 &+ \sum_{\Omega_2 \subset \Omega} \left(\frac{\sigma_1}{\sigma_1 - \sigma_2} (|\epsilon| - \sigma_2)^2 + \sigma_1 \sigma_2 \right) \\
 \epsilon &= \nabla I(x)^T \cdot d + I_t(x) \\
 \Delta d^i &= G_{RLOF}^{-1} \cdot \left[\sum_{\Omega_2 \subset \Omega} \nabla I(x) \cdot I_t^{i-1}(x) \right. \\
 &+ \sum_{\Omega_2 \subset \Omega} \left(\frac{\sigma_1}{\sigma_1 - \sigma_2} \right) \cdot \nabla I(x) \\
 &\cdot \left(I_t^{i-1}(x) - \text{sign}(I_t^{i-1}(x)) \cdot \sigma_2 \right) \\
 G_{RLOF} &= \sum \nabla I(x) \cdot \nabla I(x)^T \\
 &+ \sum_{\Omega_2 \subset \Omega} \frac{\sigma_1}{\sigma_1 - \sigma_2} \nabla I(x) \cdot \nabla I(x)^T \cdot \\
 G_{RLOF} &= \sum \nabla I(x) \cdot \nabla I(x)^T \\
 &+ \sum_{\Omega_2 \subset \Omega} \frac{\sigma_1}{\sigma_1 - \sigma_2} \nabla I(x) \cdot \nabla I(x)^T \cdot
 \end{aligned}$$

2.5 Relative speed tracking

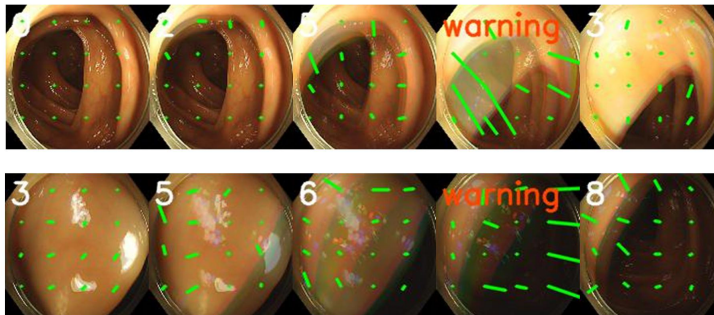
장내의 경우, 객체의 움직임은 한정되어있고 카메라의 조작에 따른 움직임이 포착된다. 광학 흐름 알고리즘을 활용해 픽셀의 움직임 변화를 파악해 2차원 좌표에 해당 값을 포인트로 지정, 움직임을 시각화한다. 이때, 전체 좌표 포인트의 변화의 총합의 평균을 상대적인 속도수치로 규정하여 조작 속도를 추론한다. [그림 3]는 실험에 사용된 내시경 동영상과 제안한 알고리즘을 통해 도출된 결과를 시각적으로 표현한다. (A)는 루카스-카네데 알고리즘, (B)는 파네백 알고리즘, (C)는 RLOF 알고리즘의 추론 결과이다.

3. 결과

모든 프레임에 대해 연산을 실시하는 것은 효율적이지 못하기 때문에 객체의 움직임이 급격하게 변하지 않는 6frame 마다 연산을 실시하였다. 제안된 알고리즘들을 대장 내시경 영상에 대입한 결과, 내시경 조작에 따른 움직임 변화를 파악하는 것을 볼 수 있다. [그림 4]는 내시경 조작 속도가 일정 수치 이상이라고 판단될 시, 의료진에게 전달되는 영상 속 이미지이다.



[그림 3] 광학 흐름 알고리즘 적용 결과 이미지
[Fig. 3] Optical Flow Algorithm Application Results Images



[그림 4] 조작 속도 이상에 따른 경고 메시지 포함 이미지
[Fig. 4] Image with warning message based on operating speed abnormality

4. 논의

본 연구는 대장 내시경 검사 중, 일정 속도 이상의 내시경 조작에 의해 발생할 수 있는 용종 및 암의 미 검출 현상을 미연에 방지하기 위한 내시경 속도 보조 제어 알고리즘을 연구한다. 해당 알고리즘은 컴퓨터 비전 기반의 광학 흐름을 활용하며, 의료진에게 현재 내시경의 조작속도를 상대적 수치로 제공하고 수치가 임계값에 도달할 시 의료진에게 이를 알린다. 적합한 알고리즘의 선정을 위해 루카스-카나데, 파네백, RLOF 알고리즘을 적용한 뒤, 결과를 비교하였다.

루카스-카나데 알고리즘의 경우, 지역적 방식을 택하고 있기 때문에 적은 리소스를 활용하더라도 실시간으로 내시경 움직임을 추적하고 상대적 속도의 추론이 가능했다. 하지만 대장 내벽의 유사도 높은 픽셀 윈도우를 찾지 못하거나 잘못된 영역의 유사도가 높게 추론될 경우, 움직임 추적의 정확도가 급격하게 감소하는 것을 볼 수 있었다.

파네백 및 RLOF 알고리즘의 경우, 전역적 방식으로 프레임 전 구역에 대해 연산을 실시하였기 때문에, 지역적 방식의 알고리즘보다 높은 정확도를 도출했다. 연산 시간과 움직임 감지의 정확도는 정비례 관계에 있었으며, 루카스-카나데 < 파네백 < RLOF 순으로 나타났다.

5. 결론

대장 내시경 영상의 경우, 객체의 작은 움직임이 아닌 프레임 전체적 큰 움직임을 보아야하기 때문에 지역적 방식의 알고리즘이 아닌 전역적 방식의 알고리즘들이 더욱 적합한 결과값을 도출했다. 그 중, RLOF 알고리즘이 카메라의 움직임에 따른 추적을 가장 적합하게 수행했다. 하지만 모든 픽셀에 대한 연산을 진행하기에 더 많은 연산시간을 요구했으며, 실시간 움직임 감지를 위해 내시경 영상의 `resize`를 통한 연산량 감소가 필요했다. 또한 공통적인 문제점으로 장내 액체가 고여 있을 경우, 빛 반사로 인해 픽셀 밝기값이 변해 성능이 감소했다.

광학 흐름 기반의 속도 가이드 시스템의 경우, 2차원 공간의 픽셀 변화에 기반 하여 움직임을 추론한다. 기존 대장 내시경 영상은 정확한 병변의 식별의 이유로 대장 내벽에 매우 근접하여 촬영을 진행하기도 한다. 동일한 속도로 조작하였다는 기준 하에, 근거리 촬영영상을 통해 추론된 속도 수치는 일반적인 거리에서 촬영된 속도 수치와는 상이한 결과를 도출한다. 이는 근거리 촬영 시, 2차원 공간의 움직임 변화가 더 크게 표현되기 때문이다. 따라서 향후 연구로는 영상 내 표현되는 거리의 원근 추론이 가능한 알고리즘이 요구된다. 해당 알고리즘을 통해 촬영 거리에 적합한 상대적 속도 수치를 적용하고자 한다. 이를 통해, 기존 임상에서의 적절한 대장 내시경 속도를 측정하여 최적의 내시경 속도 정의에 활용, 대장 내시경 뿐 아니라 내시경 장비를 활용한 모든 진단으로의 확장성을 기대하는 바이다.

References

- [1] H. Sung, J. Ferlay, R. L. Siegel, M. Laversanne, I. Soerjomataram, A. Jemal, F. Bray, "Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries", *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, vol. 71, no. 3, February 2021, pp. 209-249, doi: 10.3322/caac.21660.
- [2] B. Vogelstein, E. R. Fearon, S. R. Hamilton, S. E. Kern, A. C. Preisinger, M. Leppert, Y. Nakamura, R. White, A. M. Smits, J. L. Bos, "Genetic alterations during colorectal-tumor development", *The New England journal of medicine*, vol. 319, no. 9, September 1988, pp. 525-532, doi: 10.1056/NEJM198809013190901.
- [3] Y. Joo, H. Park, D. Myung, G. Baik, J. Shin, G. Seo, G. Kim, H. Kim, H. Kim, S. Cho, N. Kim, "Prevalence and risk factors of atrophic gastritis and intestinal metaplasia: a nationwide multicenter prospective study in Korea", *National Center for Biotechnology Information*, vol. 7, no. 3, May 2013, pp. 303-310, doi: 10.5009/gnl.2013.7.3.303.
- [4] H. Kim, B. Choi, T. Byun, C. Eun, K. Song, Y. Kim, D. Han, "The prevalence of atrophic gastritis and intestinal metaplasia according to gender, age and *Helicobacter pylori* infection in a rural population", *Journal of Preventive Medicine and Public Health*, vol. 41, no. 6, November 2008, pp. 373-379, doi: 10.3961/jpmph.2008.41.6.373.
- [5] R. L. Barclay, J. J. Vicari, A. S. Doughty, J. F. Johanson, R. L. Greenlaw, "Colonoscopic withdrawal times and adenoma detection during screening colonoscopy", *The New England journal of medicine*, vol. 355, no. 24, December 2006, pp. 2533-2541, doi: 10.1056/NEJMoa055498.
- [6] J. Wen, Y. Cheng, X. Hu, P. Yuan, T. Hao, Y. Shi, "Workload, burnout, and medical mistakes among physicians in China: A cross-sectional study", *Bioscience trends*, vol. 10, no. 1, February 2016, pp. 27-33, doi: 10.5582/bst.2015.01175.
- [7] G. N. Khan, D. F. Gillies, "Vision based navigation system for an endoscope", *Image and Vision Computing*, vol. 14, no. 10, December 1996, pp. 763-772, doi: 10.1016/S0262-8856(96)01085-2.
- [8] N. Stap, R. Reilink, S. Misra, I. A. M. J. Broeders, F. Heijden, "The Use of the Focus of Expansion for Automated Steering of Flexible Endoscopes", 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), June 24-27, 2012, Roma, Italy, pp. 66-71, doi: 10.1109/BioRob19267.2012.
- [9] B. D. Lucas, T. Kanade, "An Iterative Image Registration Technique with an Application to Stereo Vision", workshop on Image understanding workshop, August 24-28, 1981, Vancouver, British Columbia, Canada, pp. 674-679.
- [10] G. Farnéback, "Two-Frame Motion Estimation Based on Polynomial Expansion", *Scandinavian Conference on Image Analysis 2003*, June 29-July 2, 2003, Halmstad, Sweden, pp. 363-370.
- [11] T. Senst, V. Eiselein, T. Sikora, "Robust Local Optical Flow for Feature Tracking", *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, vol. 22, no. 9, September 2012, pp. 1377-1387, doi: 10.1109/TCSVT.2012.2202070.