



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

박 사 학 위 논 문

Remote Bio Vision :
Perfusion Imaging 기반 바이오신호 측정
시스템 및 알고리즘 연구

계 명 대 학 교 대 학 원
의 학 과

김 찬 일

지도교수 이 종 하

2 0 2 2 년 2 월

Remote Bio Vision :
Perfusion Imaging 기반 바이오신호 측정
시스템 및 알고리즘 연구

지도교수 이 종 하

이 논문을 박사학위 논문으로 제출함

2 0 2 2 년 2 월

계 명 대 학 교 대 학 원
의 학 과

김 찬 일

김찬일의 박사학위 논문을 인준함

주 심 박 회 주 준

부 심 이 종 부 하

부 심 구 정 훈

부 심 허 윤 석

부 심 손 창 식

계 명 대 학 교 대 학 원

2 0 2 2 년 2 월

목 차

1. 서 론	1
2. 재료 및 방법	21
3. 성 적	43
4. 고 찰	64
5. 요 약	66
참고문헌	67
Abstract	76
국문초록	78

그 립 목 차

<그림 1> 시스템의 목적	20
<그림 2> 유효 픽셀 추출 알고리즘	25
<그림 3> Optical Flow 알고리즘을 사용한 확산 벡터 매핑 결과	30
<그림 4> Deep Sort 알고리즘 다이어그램	32
<그림 5> 다객체 생체신호 검출 시스템 예시	33
<그림 6> 시스템 이미지 전처리 과정	35
<그림 7> 초해상도 기법 적용 결과	38
<그림 8> 외부 온도별 안정화 시간 차이	42
<그림 9> 심박수 측정 실험 Setup	44
<그림 10> 심박수 측정 실험 Setup	45
<그림 11> 심박수 측정 정확도 실험 결과	46
<그림 12> Perfusion Map 시스템 하드웨어	48
<그림 13> 이미지 시퀀스 기반 생체신호 측정 실험 Setup	49

<그림 14> Perfusion Contour Map	50
<그림 15> 산소포화도 측정을 위한 특징점 선택 결과	52
<그림 16> 산소포화도 측정 실험 결과	53
<그림 17> 초해상도 특징점 유실실험 결과	55
<그림 18> 혈압추정 모델 평가 결과	57
<그림 19> 혈압추정모델 실험 결과	58
<그림 20> 온도추정 예측 선형 회귀 모델	60
<그림 21> 일반 조직과 육창 발생 조직의 조직 상태	62
<그림 22> 육창 영역 감지 어플리케이션 적용 결과	63

1. 서 론

1.1. 연구배경:

효과적인 치료를 위해서는 환자의 상태에 대한 연속적인 모니터링이 필요하다. 현재는 임상에서는 지속적인 환자 상태 모니터링을 위하여 환자 감시 모니터가 활용되고 있다(1, 2). 효과적인 환자 모니터링 시스템은 환자의 상태 감시에 수반되는 인력의 절감이라는 효과를 가지며, 모니터링 시스템을 통한 신속하고 정확한 환자 상태 파악은 의료진이 효과적인 대처를 할 수 있도록 한다. 환자 모니터링 시스템은 환자에 부착된 각종 센서들로부터 환자의 다양한 생체신호들을 수집하고 분석하는 기능을 한다(3).

특히나 생체신호 중 심장박동은 생명과 직결된 가장 중요한 정보라고 할 수 있다(4, 5). 건강보험통계연보에 따르면, 급성심근경색증의 발생률은 2011년 1,000명당 1.36에서 2015년 1.73으로 매년 증가하는 추세를 보이고 사망원인통계에 따르면, 심장질환에 따른 사망률은 인구 10만 명당 2011년 52.5명에서 2015년 55.6명으로 사망률도 증가하고 있다. 또한, 수면 무호흡증, 천식 등으로 인한 호흡곤란 및 장애가 생기는 경우 심혈관계, 신경계, 내분비계 등에 여러 문제를 일으키고 최악의 경우 사망까지 이르게 한다고 알려져 있다(6).

미국의 경우 약 1억 명의 사람들이 심장병, 폐 질환 및 당뇨병을 포함한 만성 건강 상태로 고통받고 있으며 치료를 위한 비용이 전체 의료비용에 3/4 나 차지하는 것으로 알려져 있다(7, 8, 9). 아울러 심장 부정맥, 심장마비, 호흡곤란 등 한순간에 생사가 결정되는 병의 경우 이를 실시간으로 검출하고 즉각적인 대처가 가능하다면 최악의 결과를 예방할 수 있을 것이다(10). 이러한 중요성 때문에 건강관리를 위한 목적뿐만 아니라 즉각적인 대처를 위한 생체신호 검출기술은 환자뿐만 아니라 일반인들에게도 필요할 기술로 인식되고 있다.

일반적인 생체신호 검출 시스템은 필수적으로 네 가지 요소를 가지고 있

다. 이는 측정대상, 센서부, 신호 처리부, 그리고 출력부로 나뉘며 생체전기 신호의 측정에서 측정대상은 인체를 포함한 생명체를 말한다(11). 특히 심전도의 경우 생체전기 신호의 측정에서 사용하는 센서는 전극이며 최소한 한 쌍의 전극을 필요로 한다(12, 13). 인체를 부피전도계로 모델링 할 때, 각 전극은 인체에 흐르는 전류인 이온전류 계측을 위한 전자회로를 말한다. 인체에 부착된 두 전극 사이에서 감지되는 전위차는 그 크기가 수 mV 또는 수 μ V 정도로 작은 경우가 대부분이며 이 크기를 증폭하기 위해 아날로그 전자회로로 구현되는 생체 전위 증폭기를 사용한다(14).

인체 내부에 흐르는 전류는 이온전류이고 도선 및 전자회로에서 흐르는 전류는 전자전류이다(15, 16). 연속적으로 전류가 흐르기 위해서는 전극에서 전하 이동체의 교환이 발생하여야 하며 이는 인체 전극 인터페이스에서 화학반응이 발생하여야 한다. 생체 전위 신호의 계측에는 주로 Ag/AgCL 전극을 사용하며 두 전극 사이의 생체 전위의 극성이 바뀌면 전류의 방향이 반대로 되면서 생체 전위를 나타내게 된다(17). 인체표면에 전극을 부착할 경우, 피부 표피의 최 외각 층은 죽은 세포들로 구성되어 있어 매우 작은 전도율을 가지고 있어 전기저항값이 매우 크다. 이 때문에 대부분의 경우 전극을 부착하기 전에 피부를 전해액으로 닦거나 피부 일부를 제거하여 생체신호의 품질을 개선하도록 하고 있다(18, 19).

이처럼 다양한 생체신호 검출기술 통하여 사용자가 의료기관을 방문하지 않고 지속적인 생체신호 획득할 수 있도록 하고 있다. 이러한 동향에 따라 현재 U-헬스케어 서비스라는 이름으로 통신기술과 생체신호 측정기술을 융합하여 시간과 장소에 제약 없이 사용자의 생체신호를 측정하고 건강에 대한 정보를 제공할 수 있도록 변화하고 있다. 기존의 헬스케어 시스템은 치료를 위하여 제한적인 기능을 특정 사용자에게 제공하였다면 현재는 일상적으로 이용자의 건강을 관리하여 질병을 예방하는 영역까지 확대되고 있다. 특히 스마트폰이 활성화되고 사물들 간에 인터넷이 연결되어 정보교환이 가능해지면서 착용형 기기는 스마트폰과 연동되는 형태로 발전되고 있으며 헬스케어 분야는 착용형 기기의 적용과 확산이 가장 빠르게 이루어

지고 있다. 하지만 현재 사용되고 있는 시스템은 대부분 착용형 기기를 기반으로 설계되어 있다. 생체신호 측정을 위해 피부에 센서를 부착하거나 웨어러블 형태의 장비를 통해 측정하는 기술이 주를 이루었고, 최근 소개된 Ballistocardiography 방법은 오랜 기간 신호를 모니터링하는 기술로 검사 대상자가 침대에 누워있어야 하는 제약 조건을 갖고 있다(20). 이 밖에도 혈관의 압력을 측정하는 방법, 가속도 센서와 같은 동작 센서를 활용하는 방법, 고유 음파를 활용하는 측정 기법(Meccano-acoustic), 빛을 활용한 (photoplethysmography) 기법이 있다(21-27). 이러한 기술들은 심장의 전기적인 특성을 활용한 심전도(electrocardiograph, ECG)를 활용한 기법과 달리 심장 근육에 의한 혈관의 압력으로 생기는 심혈관 생리학(Cardiovascular Physiology) 연구에 기반을 두고 있다(28). 이 밖에도 동맥의 압력으로 생기는 피부 부피 변화를 측정하는 기법과 혈관의 수축 이완 작용으로 인한 진동을 활용한 기법 (phonocardiograph, PCG)도 있다(29).

그 외에도 생체신호를 비침습적인 방법으로 계측하고 분석하는 다양한 방법들이 연구되고 있다. 앞선 연구에서는 휴대용 토노미터를 개발하여 경동맥에서 혈압 및 맥파전달속도를 기록하도록 하였다(30). 해당 연구에서 맥파전달속도는 심전도의 R Peak 와 경동맥압파의 1차 미분 최대 점까지의 시간을 사용하였다. 또 다른 방법으로는 광용적맥파신호를 기록한 후 반사지수를 검출하고 말초동맥 혈관의 기능을 평가하였다(31). 그 외 다른 연구에서는 광용적맥파 신호에서 최대 점에서 반사파의 정점까지 도달하는 시간의 차이를 기반으로 하여 혈관경직도 지수를 제안하고, 이를 사용하여 대동맥의 혈관 경직도를 평가하도록 하였다(31, 32).

이와 같은 접촉식 생체신호 감지 기법은 기본적으로 생체의 전기적 특성을 기본이기 때문에 생체신호 측정을 위하여 전극과 패치를 부착하여야 하며 패치에 사용한 젤과 전극으로 인하여 장시간 측정 시 피부병과 같은 다양한 문제에 노출될 수 있다(33). 이와 같은 문제점을 해결하기 위하여 OMRON에서는 MEMS 소자와 광학 센서를 사용하여 전극과 패치 없이 심박수와 혈압을 측정하는 손목시계형 시스템을 개발하기도 하였다. 이 외에

도 스마트워치 및 기타 웨어러블 기기의 일부 최근 모델에는 커프가 없는 혈압계가 탑재하여 출시되고 있다(34, 35). 커프리스 혈압측정법은 동맥혈류량이나 맥박 크기 등의 혈압변화 관련 특징량의 변화량을 혈압변화량으로 환산하여 추정된 혈압을 구하는 방법이다(36). 그러나 이 방법은 측정 정확도를 보장하기 위해 다른 혈압계로 기준 혈압을 자주 측정해야 한다. 그 이유는 혈압변화 관련 특징량이 동맥의 경도나 탄력의 변화에 영향을 받는데, 이러한 동맥의 변화는 자율신경계에 의해 조절되어 감정, 운동, 식사, 수면 및 온도와 같은 일상생활의 다양한 요인에 의해 상시 발생하기 때문이다(37). 이처럼 현재 최근에 개발되는 시스템에서도 커프폭을 줄이는 방법을 사용할지언정 기존의 커프 기반 혈압계를 사용하기 때문에 커프 기반 혈압계가 가지는 문제점은 여전히 가지고 있다. 체내 삽입형 기기는 신체 내부에 삽입하여야 하는 만큼 소재선택에 있어서 인체와의 적합성을 고려하여야 하며 배터리를 교체하기 위한 추가적인 시술 등 여러 가지 문제점이 있다.

이 외에도 여러 문제점이 존재하는데 대표적으로 측정을 위하여 측정자와 측정대상자의 접촉이 불가피하다. 중증 호흡기 전염병들의 경우 대부분 환자의 호흡기 비말이나 오염된 매개물을 통해 점막의 직접 또는 간접 접촉에 의해 전파된다(38). 따라서 대부분의 전파과정은 환자의 가족 및 접촉자, 진료에 참여한 의료인에서 발생한다. 특히 현재 전 세계적으로 범유행을 일으키고 있는 코로나바이러스 감염증은 2019년 12월 중국 우한에서 원인 불명 폐렴의 집단 발생으로 처음 발견되어 전 세계로 빠르게 전파되어 2020년 세계보건기구가 대유행을 선언하기에 이르렀다.

현재까지 연구된 바이러스 전파 역학으로는 사람들에서 발생한 급성 호흡기 감염증 및 폐렴으로 사람과 사람 사이의 전파로 확산되며 COVID-19는 대부분의 호흡기 바이러스와 유사하게 주로 감염된 사람의 비말에 의한 직접 전파나 오염된 환경의 매개물과 접촉을 통해 간접 전파되는 것으로 조사되고 있다. 감염 환자는 초기 증상이 매우 경미하지만 무증상기에 바이러스를 배출하기 때문에 조기에 진단하여 격리가 이루어지지 않는다면 광

범위한 지역사회 전파로 연결된다.

따라서, 전염성이 강한 코로나바이러스는 1차 진단 도중 환자와 의료진 간의 2차 감염이 이루어질 가능성이 크며 이를 내버려 두면 3차 감염까지 발생할 가능성이 커진다(40). 이를 방지하기 위하여 코로나의 증상 중 고열과 다양한 합병증을 동반하는 특성을 고려하여 비접촉으로 생체신호를 측정할 수 있는 생체계측 수단이 필요하다.

COVID-19는 베타-코로나바이러스에 속하며, 박쥐의 사스 유사 코로나바이러스와 86.9%의 유전적 상동성을 갖는 동물 유래의 바이러스이다. 감염 증상은 매우 비특이적이며 무증상에서부터 중증 폐렴 및 사망에 이르기까지 매우 다양한 증상을 보인다. 감염된 환자는 잠복기 후 발열과 함께 상기도 감염 증상이 발생한다. 환자의 약 80%는 경증의 상기도 감염이나 중등증 이하의 폐렴을 앓고 회복된다. 코로나바이러스 감염병 환자의 초기 증상 및 징후는 발열(87.9%)과 함께 마른기침(67.7%), 가래(33.4%), 호흡곤란(18.6%), 인후통(13.9%)과 같은 호흡기 증상이었다.

이처럼 코로나바이러스로 인해 많은 합병증이 발생할 수 있는데 이 질병을 진단하기 위해 의료기관에서 대표적으로 온도로 1차 판별을 진행한다. 이 온도측정 과정에서 추가적으로 발생하는 2차 감염 사례가 발생할 수 있다.

이러한 이유들 때문에 최근 비접촉식 기법이 주목받고 있으며, 레이저 또는 레이더 기반의 기술들이 있다(41). 해당 비접촉식 기술 역시 접촉식 센서와 같이 근육의 수축과 이완을 활용해 거리 또는 변위 정보를 활용하는 기법이다. 레이저를 활용한 기법은 매우 높은 거리 분해능을 갖고 있으며 측정 지점에 정확하게 초점을 맞출 수 있는 장점을 지니고 있지만, 옷과 침구에 침투하지 못한다(42).

반면 레이더 기반의 기술은 깊이 값의 변화를 통하여 생체신호를 측정하기 때문에 옷과 침구와 같은 방해물이 있어도 신호 측정이 가능하지만, 측정 지점이 이동할 경우 지속적인 측정이 불가능한 단점이 있다(43). 다양한 비접촉식 생체신호 측정방법이 개발되고 있지만 새롭게 개발된 방법들도

일상생활 중에 생체신호 측정을 할 수 없으며 움직임을 동반하지 않는 생체신호인 산소포화도 또는 온도와 같은 생체신호는 측정할 수 없다. 이로 인하여 사용자에게 즉각적인 피드백을 줄 수 없는 어려움이 있다.

따라서 현재 대학 병원에서는 비접촉 생체신호 측정방법 중 적외선 카메라를 이용한 온도측정방법을 도입시켰다. 비접촉 생체신호 측정방식은 코로나 이전에도 진행되고 있던 개념이지만 코로나 이후에 더욱 급격하게 모든 변화의 축이 되고 있어서 진단과 치료를 진행함에서도 가장 중요한 요소가 되었다. 지금 사용 중인 열화상 카메라는 비접촉식 측정이 가능하고 2차원 분석으로 실시간 진단이 가능하다는 장점이 있다. 하지만 온도를 직접적으로 측정하는 것이 아니라 물질이 방출하는 적외선량을 측정하여 온도를 추정하기 때문에 설정하는 방사율 값에 따라 측정온도 값이 변화하여 절대온도 계측이 어렵다는 단점이 있다. 또한, 측정자와 투명유리나 아크릴로 분리되어 있을 경우 일반 카메라처럼 창문 너머의 대상을 측정하지 못하고 아크릴이나 투명유리의 표면 온도를 측정하게 된다.

본 연구에서는 이러한 문제점들을 극복하기 위하여 신체에 센서를 부착하거나 삽입하지 않고 사용자의 생체신호를 측정하는 방법에 관하여 연구를 진행하였다. 인공지능 중 시각지능을 활용하여 체온 영상 및 맥박 영상을 동시에 획득하여 대상자의 건강 상태를 측정하며 이를 이용하여 실시간으로 감시할 수 있고 환자의 질환에 대해서 효과적으로 대응할 수 있게 하였다.

또한, 본 연구에서 제안하는 시스템은 지속적이고 꾸준한 생체데이터 측정을 통하여 사용자의 건강 상태를 파악할 수 있는 요인으로 유용하게 사용할 수 있으며 이는 사용자에게 발생할 수 있는 질병의 예방이 가능할 것으로 기대된다. 그뿐만 아니라 원거리에서 생체신호 및 체온을 측정함으로써 의료진과 환자 사이의 2차 감염을 방지할 수 있다.

1.2. 배경 이론:

1.2.1 심박수:

심박수는 의료전문가가 환자의 진단과 건강 상태를 검사하기 위해 가장 기본적으로 사용되며 몸의 맥박이 뛰는 부위라면 어느 곳에서든 측정할 수 있다. 일반적으로 분당 맥박의 수로 표현되며 혈중 산소포화도에 따른 산소 흡수나 이산화탄소 배출의 필요에 따라 변화한다(44). 심장박동에 따라 혈액이 직접적으로 흐르는 동맥이 위치한 곳이면 어디서든지 측정할 수 있으며 대표적으로 경동맥이 위치한 목이나 손목에서 측정할 수 있다. 좀 더 정확하게 심박수를 측정하는 방법으로는 이차적으로 발생하는 요인이 아닌 심장에서 발생하는 전기신호를 직접적으로 측정하는 심전도 (electricalcadiogram, ECG)를 사용한다. 심박수 모니터링은 많은 질환의 진단과 치료에 가장 기본적으로 사용되며 특히 심장질환 진단을 위하여 지속적으로 정교한 측정이 필요하다.

심박수는 사용자가 안정을 취하고 있는 상태에서 측정하며 일반적인 성인이 측정할 시 분당 60~100회로 측정된다. 휴식기 심박수가 정상적이지 않은 경우를 부정맥이라고 한다. 부정맥은 보통 서맥과 빈맥으로 나뉘는데 분당 60회 미만으로 느리게 뛰는 경우 서맥증이라 하며 분당 100회 이상으로 빠르게 뛰는 현상을 빈맥증이라 한다. 부정맥은 종류와 정도에 따라 증상도 다양하게 나타되며 이는 심계항진에서부터 실신이나 돌연사까지 일으킬 수 있어 진단이 명확하지 않을 시 매우 위험하다(45). 부정맥은 증상이 불규칙적으로 발생하기 때문에 이상 징후를 느끼고 나서 검사할 시 증상이 발견되지 않는 경우가 많으며 이를 정확히 진단하기 위해서는 지속적인 모니터링으로 조기에 발견하는 것이 중요하다.

1.2.2 산소포화도:

인체는 호흡을 통하여 산소를 몸에 흡수된 후 혈액 내 헤모글로빈에 결합시켜 신체 각 부위에 운반하여 에너지 생산에 사용되도록 한다. 산소는 체내 에너지 생산과 생명 유지에 필수적인 역할을 한다. 산소의 결핍은 인체의 생명 유지 능력을 위협하며 심할 경우 생명을 위협할 수 있다. 이 때문

에 임상에서는 정확한 진단을 위해 혈액 내 산소량을 지속적으로 측정할 필요가 있다.

임상에서 사용하는 가장 정확한 산소포화도 측정방법은 침습적인 채혈을 통한 산소포화도 측정방법이며 혈액을 채혈하여 화학이나 광학적인 방법을 이용하여 분석 산소포화도를 측정한다. 그 외에 비침습적인 방법으로 광학적 원리를 사용하여 신체의 말초 부위에 서로 다른 두 파장의 빛을 조사하여 빛 주파수에 따른 반사량과 투과량 차이를 측정하여 산소포화도를 계산한다. 비침습적인 방법은 침습적인 측정방법에 비하여 정확도는 낮지만, 사용자에게 채혈에 대한 공포감이나 불편감을 주지 않기 때문에 보편적으로 임상에서 널리 사용되고 있다(46).

산소포화도 측정을 위해 사용되는 지표는 헤모글로빈으로 산소의 결합 여부에 따라 산화 헤모글로빈(OxyHemoglobin, HbO_2) 과 헤모글로빈(Hemoglobin, Hb)로 구분된다. 임상에서 사용되는 혈액 내 산소포화도(saturation of peripheral oxygen, SpO_2)는 혈중 전체 헤모글로빈양에 대한 산화 헤모글로빈의 양을 백분율로 나타낸다.

1.2.3. 혈압:

혈액의 순환은 심장박동에 의존하며 심장박동 시 혈액이 혈관 벽에 가하는 압력을 혈압이라고 한다. 혈압은 중요한 생체 지표 중의 하나로 통상적으로 동맥혈압을 의미하며 심장박동으로 인하여 변화한다(48). 평균혈압은 단위시간 동안 혈압의 평균값을 정의하며 정상적인 활동을 위하여 적어도 60 mmHg 이상의 평균혈압이 필요하며 일반적인 성인 평균혈압은 70~110 mmHg 이다(49). 혈압은 주로 고혈압 상태의 환자를 모니터링할 때 가장 많이 사용되며 그 외에도 일반인의 심혈관 질환 위험도를 예측하거나 수술 중인 환자나 중환자들의 상태 확인을 위하여 지속적으로 측정한다.

혈압측정 방법은 크게 침습적인 방법과 비침습적인 방법으로 나눌 수 있다. 가장 정확한 혈압 측정방법은 카테터를 이용하여 동맥혈관 내의 압력을 직접 측정하는 침습적인 혈압 측정방식이지만, 이는 통증, 감염 그리고 공

포감 등의 문제로 수술과 같이 통제된 상황이 아닌 일반적인 상황에서 사용하기는 어렵다(50). 이와 같은 문제를 해결하기 위해 다양한 비침습적 혈압측정 방식이 존재하며 대표적으로 청진법, 오실로메트릭법, 촉진법, 초음파 도플러 법, 혈관비부하법, 토노메트릭법 등이 있다(51). 가장 많이 쓰이는 청진법과 오실로메트릭법은 커프를 사용한다는 공통점이 있으며 청진법은 팔에 커프를 감은 뒤 커프 압력 변화에 따라 코로트코프음의 발생과 소실을 측정하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 나타낸다. 오실로메트릭법 또한 커프를 이용하여 혈관 벽에 전달되는 맥동 성분을 통하여 혈압을 측정하는 방법인데 다른 혈압 측정방법과 비교하여 사용자가 손쉽게 혈압을 측정할 수 있는 장점으로 일반적으로 많이 사용되고 있다. 하지만 커프를 이용하는 방법은 기본적으로 연속적인 측정이 불가능하며 측정환경에 따라 실제 혈압과 오차를 나타내고 있다는 연구결과가 있다(52).

1.2.4. 체온:

체온은 위치와 시간에 따른 신체 내부의 온도를 말하며 몸의 여러 부분은 전부 다른 온도를 지닌다. 일반적으로 평균 신체 온도라 여겨지는 것은 섭씨 37.0도이며 보통 입안의 체온을 측정했을 때 관찰되는 온도는 섭씨 36.8도이다.

신체 온도는 부위에 따라 큰 차이가 나기 때문에 학술적으로는 신체의 주요 내장의 온도로 정의, 이 조건에 가장 가까운 것은 직장 온도이며 이를 표준 체온으로 하고 있다(53). 그러나 임상적으로 언제나 직장 온도를 잴다는 것은 곤란한 일이기 때문에 임상에서는 겨드랑이 온도를 측정하여 사용한다. 비록 위와 같은 온도를 보통의 온도로 생각하고는 있지만, 실제로는 체온은 측정 부위에 따라 다양하며 측정 체온이 24도 이하이거나 45도 이상이면 사망에 이를 수 있다.

직장 온도를 직접적으로 측정하는 방법 외에도 열화상 카메라를 이용한 체온 측정방법이 있지만, 이 방법의 경우 열화상 카메라는 방사 적외선을 측정하는 방법이기 때문에 방사를 설정에 따라 측정값이 변하여 절대온도

계측이 어렵다.

1.2.5. 혈관류 특성:

혈관류의 광학적 특성을 가장 잘 나타낼 수 있는 것은 균질한 매질을 통과할 때 투사된 빛과 통과된 빛의 강도에 대한 상관관계를 나타내는 Beer-Lambert의 법칙이 있다(54). 이 법칙은 PPG 신호가 측정되는 부위에서 심장박동에 따라 변화하는 혈관 내 상황에 대하여 투과한 빛에 대한 상관관계를 나타내며 아래의 식(1), (2) 과 같이 나타낼 수 있다.

$$\frac{I}{I_0} = \exp(-\epsilon_a C_a V_a - \epsilon_v C_v V_v - \epsilon_t C_t V_t) \quad (1)$$

$$\frac{I_t}{I_0} = \exp(-\epsilon_t C_t V_t) \quad (2)$$

위의 수식(1), (2) 에서 I_0 는 광원에서 투사한 빛의 강도를 나타내며 I 는 혈액과 조직에 투과된 빛의 강도, I_t 는 조직만을 투과한 빛의 강도를 나타낸다. 위 식에서 ϵ_a , ϵ_v , ϵ_t 는 각각 동맥, 정맥, 조직에서의 흡수량이며 C_a , C_v , C_t 는 농도, V_a , V_v , V_t 는 부피를 나타낸다. 위의 식 (1), (2) 을 아래 식 (3) 과 같이 정리 할 수 있다.

$$\frac{I}{I_t} = \exp(-\epsilon CV) \quad (3)$$

위의 식 (3) 에서 V 는 총 혈액량을 나타내며, ϵ 는 총 혈액의 평균 흡수 계수를 나타낸다. 따라서 식 (3) 에서 $V = V_a + V_v$ 이고 $\epsilon = (\epsilon_a V_a + \epsilon_v V_v) / V$ 이다. 식 (1) 의 C_a 와 C_v 는 헤모글로빈의 농도를 나타낸다. 결론적으로 C_v 와 C_a 는 정상 순환 상태의 총 혈액의 평균 농도로 일정하여 같은 것으로 해석할 수 있다. 따라서 $C_a = C_v = C$ 로 표현된다. 동맥과 정맥 혈액량의 비율을 $\lambda = V_v / V_a$ 로 놓을 때 ϵ 은 식(4) 와 같이 표현할 수 있다.

$$\epsilon = \left[\frac{1}{(\epsilon + 1)} \right] \epsilon_a + \left[\frac{1}{(\epsilon + 1)} \right] \epsilon_v \quad (4)$$

이때 ϵ 는 혈액량에 상관된 변화에 의한 영향을 받지 않으며, 따라서 식 (3) 에서 V 에 상응하는 I/I_t 의 미분계수는 식 (5) 을 표현한다.

$$\frac{\delta\left(\frac{I}{I_t}\right)}{\delta V} = -\epsilon C \left(\frac{I}{I_t}\right) \quad (5)$$

식 (5) 를 정리하면 식 (6) 로 나타낼 수 있다.

$$\Delta V_a = (\epsilon C)^{-1} \Delta \frac{I_a}{I} \quad (6)$$

따라서 총 혈액량은 동맥과 정맥 혈액량의 평균과 맥동성 요소로 구성되어 있다고 할 수 있다.

1.2.5. Eulerian Video Magnification:

사람의 맥박, 유아의 호흡, 다리의 처짐과 흔들림과 같은 움직임은 모두 육안으로 보기 힘들지만 중요한 시각적 패턴을 만든다. 오일러리안 비디오 증폭 방법 (Eulerian Video Magnification, EVM)은 이러한 변화를 더 크게 만들어 일반 비디오의 미묘한 색상과 움직임 변화를 시각화하는 계산 기술이다. 이 방법은 작은 변화를 정량적으로 분석하여 멀리 있는 물체의 진동으로부터 소리를 복구하고, 물성을 특성화하고, 사람의 맥박을 원격으로 측정하는 데 사용할 수 있다(56).

기존의 확대방법은 세부 사항이 너무 작아서 볼 수 없는 슬라이드를 가져와 광학적으로 확대하여 박테리아, 세포, 결정체 및 물질의 풍부한 세부 사항을 볼 수 있도록 한다. 하지만 이외에도 시각화하여 확대 할 수 있는 것으로 작은 움직임과 작은 색상변화가 있다. 얼굴을 통해 흐르는 혈액은 눈

에 띄게 붙어지고, 바람에 의해 구조물이 약간 흔들릴 수 있으며, 아기의 미묘한 호흡 패턴은 너무 작아서 잘 보이지 않을 수 있다. 이처럼 작지만 의미 있는 시간적 변화를 관찰하기 위하여 광학이 아닌 계산에 의존하여 일반 및 고속 비디오의 미세한 움직임과 색상변화를 증폭하도록 하였다. 이러한 작은 변화의 시각화는 생물학, 구조 분석 및 기계 공학에 응용할 수 있으며 건강관리 및 기타 분야의 응용으로 이어질 수 있다.

이 작업을 가능하게 하는 알고리즘은 간단하고 효율적이다. 국부적인 색상이나 위상 변화의 처리를 통해 관심 신호를 분리하고 증폭하며 픽셀당 움직임 벡터를 계산한 다음 확대된 움직임 벡터로 픽셀값을 대체하여 작은 움직임을 증폭도록 한다(57).

라그랑주 관점에서 유체 입자의 움직임은 보트의 움직이는 관점에서 강의 흐름을 관찰하는 것과 유사하게 입자 자체의 기준 프레임에서 시간이 지남에 따라 추적한다. 이것은 이미지의 점을 추적하고 프레임 전체에서 픽셀 색상을 이류 한다(58). 대조적으로 오일러 관점은 고정된 기준 프레임을 사용하고 관찰자가 다리에서 물을 바라보는 것과 유사하게 고정된 각 위치에서 시간이 지남에 따라 유체 속성을 특성화한다.

EVM은 각 픽셀에서 시간에 따른 강도 변화를 증폭한다. 작은 하위 픽셀 움직임이나 큰 구조의 경우 움직임은 1차 테일러 급수 확장을 통해 강도 변화와 선형적으로 관련되기 때문에 이 처리는 미묘한 색상변화와 작은 움직임을 모두 드러낸다(59). 모션 확대에 대한 이러한 접근 방식은 증폭 계수가 크고 Taylor 근사가 더 정확하지 않을 때 무너진다.

이를 해결하기 위하여 이미지를 상호작용이 가능한 피라미드로 변환하는 방법을 사용한다. 이 피라미드에서 위치는 공간적으로 국한된 사인 곡선의 위상으로 표시한다. 피라미드 표현의 계수를 수정하여 시간이 지남에 따라 관찰된 위상 변화를 증폭하며 그런 다음 피라미드 표현을 축소하여 작은 동작의 증폭된 버전을 보여주는 새로운 비디오 시퀀스의 프레임을 생성한다.

1.3. 선행연구:

1.3.1. 광용적맥파를 이용한 심박수 측정:

앞선 비접촉 생체신호 측정연구들의 사례를 보면 대부분 얼굴을 광용적맥파 신호를 추출하기 위한 부위로 선정하였다. 이는 앞서 언급했던 심장박동에 따른 혈류량 차이를 촬영하기 용이하다는 장점과 심장박동에 따른 혈류량 차이를 확연히 보이는 부위이기 때문이다(60). 또한, 대부분의 연구들에서 RGB 카메라로 측정하였으며 이 경우 녹색 채널이 다른 색상 채널에 비하여 심박수를 측정하기에 적합하다고 하였다. 이는 혈액의 발색 요인이 되는 헤모글로빈과 산화 헤모글로빈의 광 흡수 파장이 극명한 차이를 보이는 파장이 카메라의 녹색 필터의 주파수 대역폭에 속하기 때문이다(61).

또한, 다른 연구에서는 블라인드 신호 분리(Blind Source Separation, BSS)를 사용하여 카메라의 RGB 채널로부터 세 개의 독립 인자를 추출하여 사용하는 방법을 제안하였다. 이 연구에서는 BSS를 위하여 독립 인자분석 알고리즘을 이용하였으며 BSS는 측정되어진 신호가 잡음과 여러 가지 신호들의 혼합으로 정확한 신호를 파악할 수 없다고 판단하여 정확한 신호원을 추출하기 위하여 사용되었다(62). 이 연구에서는 추출한 독립 인자는 산화 헤모글로빈과 헤모글로빈의 정확한 광 반사량이다. 헤모글로빈은 녹색 채널이 속해 있는 520~580 nm의 파장만을 흡수하는 것이 아니라 모든 파장에서 빛을 흡수하고 반사하게 된다. 이 때문에 카메라 센서를 통해 습득한 영상에서 각각의 인자는 녹색 채널뿐만 아니라 적색이나 청색 채널에도 영향을 미친다. 이러한 현상을 배제한 채 헤모글로빈의 정확한 빛 반사량을 추출하기 위해서는 적색이나 청색 채널에서 헤모글로빈이 반사한 광에 대해서도 고려를 해야 한다. 이 연구에서는 헤모글로빈의 광 반사량에 영향을 끼치는 독립 인자들을 추출하여 보다 정확한 심박수를 측정하였다.

또 최근 다른 연구에서는 기존 RGB 채널을 사용하는 것보다 높은 정확도를 위하여 다른 색상 구분 채널인 COG 채널을 사용하였다. 이 연구에서는 각각의 채널을 470~570 nm, 520~620 nm와 530~630 nm로 구분하였으며 이

영역에서 헤모글로빈과 산화 헤모글로빈의 광 흡수 파장과 더 많이 겹치기 때문에 보다 효과적인 것을 입증하였다(63).

1.3.2. Linear Video Magnification:

오일러 비디오 확대의 핵심 아이디어는 각 픽셀에서 색상 값의 시계열을 독립적으로 처리하는 것이다. 관심 있는 시간 주파수 대역, 예를 들면 색상 변화 및 심박수와 관련된 움직임에서는 1 Hz를 증폭한다. 각 픽셀의 새로운 결과값은 각 심장박동에 따라 사람의 얼굴이 붉어지거나 아기의 미묘한 호흡 동작과 같이 입력에서 볼 수 없었던 작은 변화가 확대되어 명확하게 표시되는 출력 비디오를 생성한다(64).

각 픽셀의 색상 값에 시간적 신호처리를 적용하는 아이디어는 간단한 아이디어이며 일반 비디오에 대해 과거에도 연구가 진행되었다. 그러나 이러한 처리는 픽셀 간의 복잡한 시공간 거동을 포함하는 큰 움직임과 같은 일반적인 공간 현상을 처리할 수 없기 때문에 결과가 제한적이었다. 큰 움직임이 발생하면 색상 정보가 많은 픽셀을 가로질러 이동하며 움직임 벡터를 계산하는 라그랑주 관점이 필요하다(65). 작은 움직임의 특별한 경우에 오일러 처리가 그 증폭을 근사화할 수 있다. 관련된 모션이 작기 때문에 1차 Taylor 인수를 만들어 색상변화의 픽셀당 선형 증폭이 더 큰 형태의 변화에 근접한다는 것을 보여줄 수 있으며 이는 일정한 조명 아래에서 확산된 물체의 일차원 병진 운동의 특별한 경우에 대해 공식화하지만, 삼차원 이동이나 반짝이는 물체와 같은 변칙적인 상황에서도 적용할 수 있다.

1.3.3. 도플러 레이더 기반 생체신호 측정방법:

레이더 기반의 시스템에는 초광대역(Ultra Wide Band : UWB) 레이더 기반시스템과 도플러 레이더 기반 레이더 시스템이 있다. UWB 레이더 기반의 시스템은 광대역의 주파수를 활용하기 때문에 침투성이 좋은 장점을 갖고 있다. 그러나 한편 UWB 레이더는 광대역 주파수를 활용하기 때문에 다른 무선 시스템에 영향을 줄 수 있다. 따라서 출력의 제약사항이 있으며,

이로 인해 많은 노이즈 및 클러터를 제거하기 위한 기술들을 필요로 하며 UWB 레이더의 목표물 검출은 10 m 이내, 호흡 검출은 0.5 m의 짧은 거리만 검출할 수 있다는 단점을 갖고 있다. 도플러 레이더는 도플러 효과 이론에 기초하여, 측정 목표대상의 움직임, 시변 위치에 따른 위상이 변조된 신호를 수신하는 방식으로, 도플러 레이더는 분석을 위해 UWB 레이더보다 많은 시간 데이터를 수집하는 단점이 있지만, 위의 단점을 모두 보완할 수 있는 기술로 주목을 받고 있다. 초기 연구로서, x-band 도플러 레이더의 트랜시버를 사용하여 호흡 및 심장박동의 검출이 가능함을 확인되었다(66).

앞서 연구에서는 24 GHz의 주파수 대역을 사용하는 도플러 레이더를 활용하여 운전자의 생체신호를 검출하기 위한 기법에 대해 연구가 진행되었다. 제안 기법의 유효성 검증을 위해 각각 정지 상태와 차량의 주행 상태 조건에서 실험을 진행하고, 측정된 결과를 분석하였다. IR-UWB와 같은 펄스파가 아닌 multi channel - multi carrier를 이용한 디지털 신호처리 기반의 레이더를 사용하였다. 사용주파수 대역폭 내에 일부의 carrier 신호가 망가지더라도 나머지 carrier 신호 정보를 기반으로 변화량을 검출할 수 있다. 총 6개의 채널을 사용하는 micro 도플러 레이더이며, 24 GHz의 주파수 대역을 사용하며 sampling rate는 20 Hz, 위상 응답 획득방식으로 도플러 신호처리를 구현되어 있다. 호흡 시 흉부의 움직임이 심장의 움직임보다 크기 때문에 심장박동 검출과 노이즈 제거를 위해 데이터를 필터링해줄도록 설계되어 있었으며 호흡의 경우 분당 42회 이상 호흡하지 않는다는 가정을 하고 0~0.7 Hz 사이를 저주파 통과 필터링(Low Pass Filter, LPF)을 수행한다. 심장박동의 경우 분당 약 40회보다 이하 약 100회 이상을 넘지 않는다는 가정을 하고 0.7~1.7 Hz 대역 필터링(Band Pass Filter, BPF)을 수행하도록 하였다.

호흡과 심장박동 검출을 위해 필터링 된 신호는 다시 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform, FFT)을 통해 주파수 분석을 하도록 하였다. Peak detection 기법뿐만 아니라, peak 주파수 성분을 기준으로 95% 이내 값에 해당하는 주파수 성분도 고려하여 최종적으로 분당심박수(Beats Per

Minute, BPM)을 판단하는 기법도 제안한다. BPM은 분당 횡수를 나타내는 것으로 주파수가 초당 횡수를 나타내는 것이므로 검출된 주파수에서 60배를 해주면 BPM이 계산된다. BPM 검출과정에서 갑자기 커지거나 줄어드는 값을 보정해주기 위해 moving average 필터링을 통과시켜 값을 보정한다. 필터링 된 데이터는 FFT를 통해 주파수 대역으로 변환한 후, 가장 큰 amplitude 값의 주파수 성분을 통해 BPM을 계산하는 알고리즘이 peak detection 알고리즘이다. peak 검출과정 중 첫 번째 peak 기준 95%에 해당하는 peak 값들을 나타낸다. 제안하는 알고리즘은 peak 값 기준 95%에 해당하는 값들을 모두 고려여 가중치를 부여하고 최종적인 주파수 값을 보정한다.

하지만 레이더 기반의 생체신호 측정은 심장박동에 따른 대상자신체의 미세변화를 기반으로 생체신호를 유추하도록 설계되어 있으므로 대상자의 이동과 같은 큰 움직임에 대해서는 지속적으로 추적이 불가능한 문제점을 가지고 있다.

1.3.4. Perfusion Imaging:

말초 혈액 관류, 즉 혈관을 통해 말단 기관 및 조직으로의 혈액 흐름을 측정하는 것은 상처 및 화상 평가, 말초 동맥 질환 진단(특히 당뇨병을 앓고 있는 환자의 경우), 미세 순환 모니터링과 같은 광범위한 임상적 적용 가능성을 가지고 있다. 예를 들면 중환자실에서 쇼크를 식별하고 성형 수술 및 외과적 혈관 재생 절차 동안 수술 부위의 혈류를 모니터링할 수 있다.

지난 수십 년 동안 비침습적 접촉 기반 광학 기술은 말초 조직에서 혈액 관류의 양적 및 질적 평가를 위한 임상 환경에서 점점 더 많이 채택되었다. 구체적으로, 근적외선 분광법(Near Infra Red Spectroscopy, NIRS)은 조직 산소화 및 헤모글로빈 농도를 측정하는 데 사용되었으며 맥박 산소 농도계는 동맥 산소포화도를 측정하는 데 일상적으로 사용된다. 또한, 연구 및 임상 환경에서 말초 관류의 비침습적 마커로 사용되는 말초 관류 지수(Peripheral Perfusion Index, PPI)를 측정할 수 있다. 그 외에도 레이저 도

플러 혈류계(Laser Doppler Flowmetry, LDF)는 상처 치유를 평가하고 피부 질환 연구를 위해 조직의 미세 순환 혈류를 측정하는 데 사용되는 또 다른 방법중 하나이다(67).

그러나 이러한 모든 접촉 기반 광학 방식은 피부 표면의 특정 위치, 즉 접촉 지점에서만 혈액 관류를 측정할 수 있으며 측정은 프로브의 정확한 위치에 민감하다. 피부와 같은 조직 전반에 걸친 혈액 관류의 높은 공간적 변동성은 이러한 단일 지점 접촉 기반 방식의 임상적 유용성이 제한되므로 피부 표면이나 내부 조직에 대한 말초 혈액 관류의 공간적 지도와 시간적 경향을 안정적으로 측정할 수 있는 방법이 필요하다.

피부 표면 바로 아래에 있는 미세혈관의 혈액량은 심장의 박동으로 인해 주기적으로 변한다. 혈액량의 이러한 박동성 변화는 혈액 내 헤모글로빈에 의한 광 흡수의 관련 변화를 회복함으로써 측정할 수 있다. 박동성 혈액량 파형의 진폭은 영상화된 조직에 도달하는 동맥혈의 양에 정비례하므로 말초 혈액 관류의 비침습적, 정량적 및 대리 측정으로 사용할 수 있다. 일반적으로 접촉 기반 측정방식은 손가락, 발가락, 이마 등과 같은 소수의 주변 위치에서 직접 박동 진폭을 측정하는 데 사용되며 일반적으로 PPI로 알려져 있습니다. 보다 최근에 몇몇 연구자들은 피부 표면의 비디오 녹화만으로 동일한 혈액량 파형을 복구할 수 있는 가능성을 보여주었으며, 이에 따라 일반적으로 이미징 광 혈류측정기(Imaging Photoplethysmography) 또는 카메라를 사용한다(68).

그러나 원거리에서 작동하는 비접촉식 카메라 기반시스템은 접촉식 기반 방식에 비해 이미징된 피부 영역이나 내부 조직에서 훨씬 약한 혈액량 파형을 기록한다. 따라서, 기존의 카메라 전용 혈액 맥동 영상 시스템은 일반적으로 신호 대 잡음 비가 현저히 작아야 하는 문제를 안고 있다. 작은 혈액량 파형, 즉 관심 신호는 관류 이미징에 중요하지 않은 피부 표면 또는 내부 조직으로부터의 훨씬 더 큰(약 100배) 반사 위에 올라간다. 더욱이, 표면 반사는 피부의 약간의 움직임에도 크게 변할 수 있으므로 움직임이 있는 경우 작은 혈액 관류 관련 신호 복구가 훨씬 더 어렵다. 결과적으로, 카

메라 전용 접근 방식을 사용하여 박동성 혈액 관류의 공간 지도를 얻으려는 최근 시도는 많은 노이즈가 포함되어 임상적으로 제한된 가치를 가지는 관류 측정치를 얻을 수 있었다.

기존 연구에서는 주변 조명하에서 조직의 카메라 기반 측정에서 혈액 맥동 진폭 맵을 얻기 위해 심박수 주변의 각 픽셀에서 기록된 강도 변화 신호의 파워를 직접 추정하도록 하였다(69). 그러나 이러한 파워 맵은 모션 아티팩트와 피부 표면 전반의 빛 강도 변화에 의해 쉽게 손상될 수 있다. 이와 같은 다점을 보완하기 위하여 기존 혈액량 파형과 카메라의 각 픽셀에 의해 기록된 반사광 파형 사이의 복잡한 내적을 계산하여 혈액 맥동 진폭 맵을 얻을 것을 제안했다. PPG 파형은 동일한 이미징된 피부 표면의 큰 사용자 선택 영역에서 반사된 빛을 평균화하여 형성되기 때문에 모션 아티팩트에 의해 손상될 수도 있다. 따라서 카메라 전용 고정 증폭은 또한 상관된 노이즈 및 모션 아티팩트의 문제로 어려움이 있다.

1.4. 연구목적:

앞서 여러 연구에서 기존의 생체신호 측정방법의 문제를 해결하기 위하여 다양한 방법을 개발하였다. 그중 현재 가장 활발하게 진행되고 있는 것은 비접촉식으로 생체신호를 측정하는 방법에 관한 연구이다. 기존의 생체신호 측정방법을 보완하기 위하여 비접촉으로 생체신호를 측정하는 많은 연구가 진행되었지만, 여전히 여러 문제점이 존재한다. 대표적으로 비접촉식으로 생체신호를 측정하는 목표에는 임상에서 사용하고자 하는 바도 있었지만, 생체신호를 다양한 환경에서 측정 가능하도록 하여 지속적인 생체신호 측정이 가능하도록 하는 것이 더 중요하다. 사용자가 정확한 건강 상태를 진단받기 위해서는 신뢰성이 있는 연속 생체신호가 필요하다. 하지만 현재의 시스템에서 가장 많이 발생하는 문제점은 조명의 변화와 측정대상의 움직임에 따라 측정값이 민감하게 변하여 측정 데이터의 정확도가 떨어지는 것이다. 이를 해결하기 위해서는 좀 더 효과적인 대상 추적 시스템과 측정 영

역 선별 알고리즘이 필요하다.

하지만 기존 비접촉 생체신호 측정연구들은 공통적으로 가시광 영역 내의 이미지 시퀀스를 사용하며 이로 인하여 조명에 따른 노이즈가 발생하기 쉽다. 본 연구에서는 기존 비접촉 생체신호 측정의 문제점인 노이즈 문제를 해결하기 위해 다양한 스펙트럼영역에서 이미지 시퀀스를 습득하도록 하였다. 멀티스펙트럴 이미지 시퀀스에서 Perfusion Image를 재구성하여 생체신호 측정이 가능하도록 하였으며 이를 통하여 기존의 노이즈 문제 해결뿐만 아니라 혈압측정 시에 발생하는 한계점을 극복하고자 하였다.

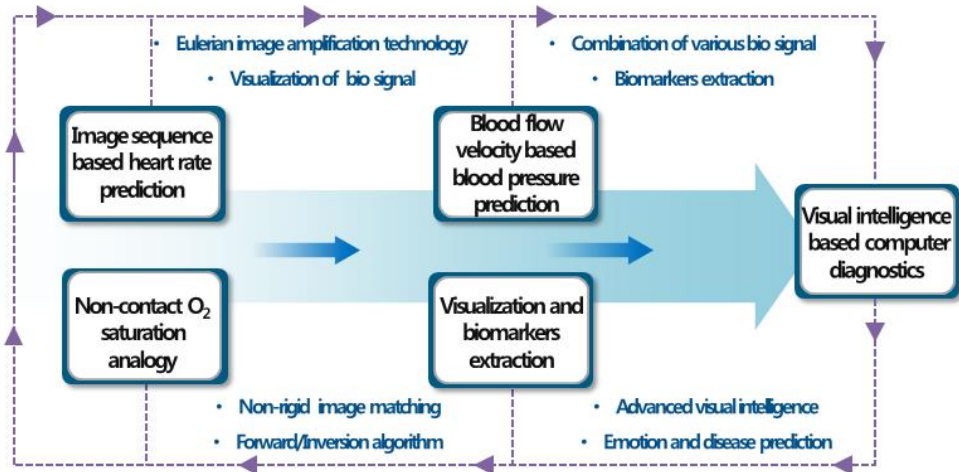


그림 1. 시스템의 목적

2. 재료 및 방법

2.1. 연구 방법:

본 연구는 기존의 이미지 시퀀스를 이용하여 생체데이터를 측정하는 시스템의 단점을 보완하는 알고리즘 및 시스템을 제안한다.

시스템은 근적외선 영역의 이미지 시퀀스에서 추출한 특징점을 기반으로 사용자의 생체데이터 측정을 위한 좌표를 획득한다. 시스템은 서로 다른 광원에서 반사되는 반사량을 통하여 Perfusion Map을 작성하며 Perfusion 특징점을 지속적으로 추적하여 데이터를 확보하고 해당 데이터의 변화를 이용하여 사용자의 생체신호를 측정한다.

또한, 본 연구는 Image Processing Toolbox를 사용한 MATLAB 버전 7.11.0(R2017b), Python 3.6.6 에서 진행되었다. 이미지 처리는 32GB RAM 이 장착된 Intel Core i7-8700 3.20 GHz CPU에서 수행되었다.

2.1.1. 하드웨어적 설정:

본 연구에서는 심박수, 혈압, 산소포화도, 혈액 관류 측정을 위하여 Visible Camera와 NIR Camera를 통하여 500~950 nm 에 해당하는 스펙트럼 영상을 획득하도록 하였으며 NIR Camera를 사용하여 피부 표면의 산소포화도 수치를 계산하였다. 계산된 산소포화도 값을 RGB image에 Mapping 하여 산화 헤모글로빈의 흐름을 가시화 할 수 있도록 하였다. 본 연구에서는 헤모글로빈과 산화 헤모글로빈의 빛 반사량을 증폭시키기 위하여 파장이 650 nm과 880 nm인 Light Emitting Diode (LED) 를 사용하였다. 해당 LED를 번갈아 위치하여 빛을 카메라의 샘플링 비율의 절반으로 교대로 발광하도록 설계하였으며 이미지의 시작과 LED 샘플링 주파수를 맞춰 이미지를 촬영하도록 하였다. 그 결과 650 nm가 찍힌 이미지는 짝수 번째 이미지가 되고, 880 nm가 찍힌 이미지는 홀수 번째 이미지가 되는 것을 확인하였다.

본 연구에서 이미지를 얻기 위해 사용한 Visible Camera는 MS Webcam이며 NIR 카메라는 Mako-G032C 모델과 Mako-G042B 모델(Allied Vision, Exton, PA, USA)을 사용하였다. 획득된 이미지에서 광자의 양이 충분한 영역을 지정하도록 하였으며 분리된 영역을 카메라 민감도에 따라 역계산하여 매핑하였다.

2.1.2. Valid Pixel Extraction:

먼저, 이미지를 분할하여 관련 정보를 감지한다. 둘째, 임계 값이 정의된 배경 픽셀을 제거한다. 셋째, 두 가지 색 공간(HSV 및 YCrCb)으로 피부 픽셀을 감지한다. 이 단계는 피부 픽셀의 대략적인 추정하므로 새로운 개선 단계가 필요하며 이미지의 픽셀을 클러스터링하기 위해 새 데이터 세트를 정의하였다. 마지막으로 Unsupervised K-means Clustering을 사용하여 배경, 전경 및 피부 픽셀의 세 가지 클러스터로 클러스터링 하였다(70).

이미지 분할은 일반적으로 이미지 분석 및 패턴 인식의 첫 번째 단계이다. 임계 값, 클러스터링, 변환 및 텍스처 방법을 포함하여 이미지 분할을 수행하는 몇 가지 방법이 있다. 이미지를 분할하는 가장 간단한 방법은 우리도 사용한 히스토그램 기반 임계값이다. 이 방법은 이미지가 다른 색상이나 회색 영역으로 구성되어 있다고 가정한다. 첫 번째 단계는 픽셀값을 RGB에서 그레이 스케일로 변환하는 것이다. 픽셀은 강도 값에 따라 분할되며 결과는 배경 및 전경 개체에 해당하는 두 개의 피크를 나타내야 한다(71). 히스토그램 기반 임계 값 설정은 강도 값 설정으로 구성되며 임계 값 (η)은 배경을 관심 개체와 분리하며 Otsu의 이미지 임계 값 방법과 히스토그램 $h(x, y)$ 의 최대 색 빈도를 사용하여 새로운 임계 값 η 을 결정한다.

RGB 색 공간은 다양한 조명 조건에 더 민감하기 때문에 대부분의 이미지 형식에서 기본색 공간으로 간주한다. 그러나 HSV 및 YCrCb 색상 공간과 같은 다른 유형의 색상 공간은 조명 조건에 덜 민감하여 피부색 분류에 대한 더 나은 결과를 얻을 수 있다. Hue-saturation 기반의 색 공간은 틴트(tint), 채도(saturation), 톤(tone)에 대한 직관적인 값으로 색을 표현한다. 색조는 영역의 주요 색상을 정의하고 채도는 밝기에 비례하여 영역의 색상을 측정한다(72). YCrCb 색 공간은 휘도(휘도, 비선형 RGB 변환)와 RGB 빨강 및 파랑 구성 요소에서 휘도를 빼서 형성된 두 가지 색채 값 Cr 및 Cb가 있는 색상을 나타내도록 한다.

이미지의 픽셀을 클러스터링하기 위해 입력 값으로 구성된 특수 데이터 세트를 정의하였다. 이 데이터 세트에는 (1) 두 가지 색상 공간(Cr, Cb)의

일부 구성 요소, (2) 이미지의 픽셀 위치(X_p , Y_p) 및 (3) 앞서 추출한 Hue-saturation 기반의 색 공간으로 이루어져 있다. 모든 정보가 데이터 세트에 포함되어 있으므로 앞서 언급한 6가지 구성 요소를 모두 적절한 벡터로 변환했으며 결과적으로 6개의 열과 $N \times M$ 개의 행이 있는 새 데이터 세트를 얻을 수 있다.

K-means 클러스터링은 데이터를 미리 정의된 K 개의 클러스터로 그룹화하기 위해 거리 측정을 사용하는 방법이다. 본 논문에서는 이미지 픽셀을 배경, 전경 및 피부 픽셀의 세 가지 클러스터로 클러스터링한다. 또한, 거리 측정을 위하여 유클리드 제곱을 사용하였다. 앞서 정의된 피부 픽셀은 피부를 나타내는 클러스터를 결정하도록 하였다.

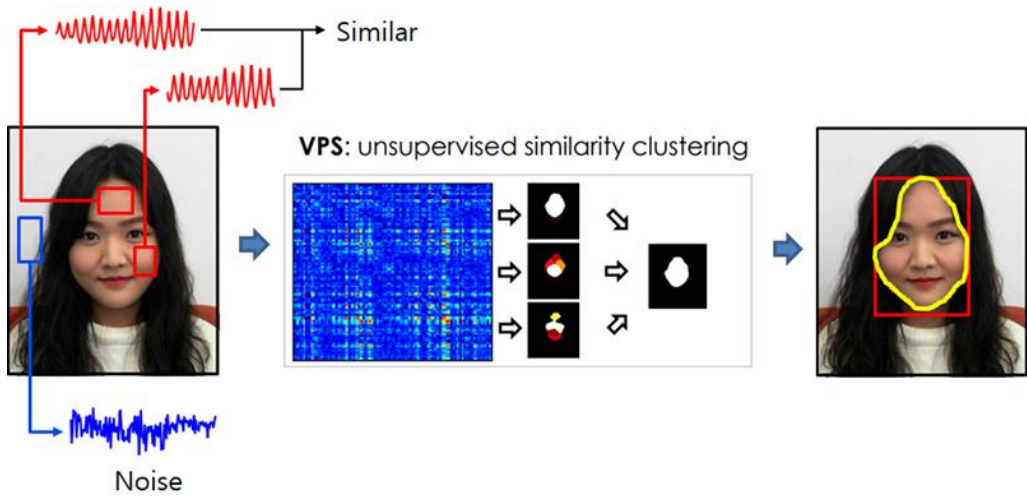


그림 2. 유효 픽셀 추출 알고리즘

2.1.2. Perfusion Imaging Method:

카메라 전용 혈액 맥박 영상과 관련된 문제를 피하기 위해 본 논문에서는 다음과 같이 피부 표면의 편리하고 관류가 잘 통하는 부위에 배치된 광학 센서를 사용하여 신뢰할 수 있는 기준 혈액량 파형을 동시에 기록할 것을 제안한다. 기준 혈액량 파형과 조사 중인 피부 또는 조직 표면의 비디오 녹화를 결합하도록 하였다. 고정 증폭, 즉 정규화된 내적을 사용하여 혈액 관류 진폭 맵을 추정하는 대신 여기에서 (1) 모션 아티팩트, 피부 회전 및 모션 추적 오류, (2) 카메라 측정 노이즈로 인한 표면 반사. 또한, 이 연구에서 우리는 관류 이미징 동안 피부 표면의 움직임을 안정적으로 추적하고 보상하기 위해 Optical flow 알고리즘을 사용하였다.

2.1.3. Optical flow:

Optical flow는 물체 또는 카메라의 움직임으로 인해 발생하는 두 연속 프레임 사이의 이미지 물체의 명백한 움직임 패턴이며 각 벡터가 첫 번째 프레임에서 두 번째 프레임으로의 점 이동을 보여주는 변위 벡터인 2D 벡터 필드이다.

Corners 또는 Interest-Point는 이미지의 로컬 영역에서 두 개 이상의 가장자리가 교차하는 지점으로. Interest-Points 감지는 특정 이미지에서 특정 특징을 얻기 위해 물체 인식, 매칭 지점의 장점을 통한 동작 감지 및 3D 재구성과 같은 패턴 인식과 같은 컴퓨터 비전 시스템에서 사용되는 방법이다.

본 연구에서는 Shi-Tomasi method를 사용하였다. Shi-Tomasi method는 Harris method를 기반으로 개발되었으며 Harris 검출기에는 Interest - Points를 식별하기 위하여 모든 픽셀의 각도를 계산한 다음 각도를 특정 값과 비교하여 각도가 값보다 높으면 점은 모서리로 정의한다. R 값은 두 개의 고유값으로 계산하며 이 말은 즉, 함수에 두 개의 고유값이 주어지며 함수는 이를 처리하고 결과를 반환한다(73).

Harris Corner Detector는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$R = \lambda_1 \lambda_2 - k(\lambda_1 + \lambda_2)^2 \quad (7)$$

Shi-Tomasi의 수식은 아래와 같다.

$$R = \min(\lambda_1, \lambda_2) \quad (8)$$

광학 흐름 알고리즘은 두 이미지 간의 변형을 평가하며 기본 가정은 복셀과 이미지 픽셀의 보존이다. 이전 두 프레임에서 개체의 색상이 크게 변경되지 않는다고 가정하며 이 아이디어를 기반으로 이미지 제약 방정식을 얻을 수 있다. 광학 흐름 알고리즘은 다른 추가 조건을 가정하여 광학 흐름 문제를 해결한다. Horn-Schunck 알고리즘은 2차원 속도 장을 그레이 레벨과 연결하고 광류 제약 방정식을 도입하여 광류 계산을 위한 기본 알고리즘을 얻었다. 이미지에서 대상의 픽셀 강도가 연속 프레임 간에 변경되지 않고 $I(x, y, t)$ 가 시간 t 에서 픽셀의 회색 값을 표시한다고 가정하면 아래와 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$I(x, y, t) = I(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t) \quad (9)$$

일정한 밝기라는 가정은 시간이 길어질 경우 적용할 수 없지만 Δt 가 충분히 작을 경우 적용할 수 있다. 위 공식의 우변에 대해 1차 Taylor 확장을 수행하면 다음을 얻을 수 있다.

$$I(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t) \approx I(x, y, t) + \frac{\partial I}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial I}{\partial y} \Delta y + \frac{\partial I}{\partial t} \Delta t \quad (10)$$

Δt 에 따른 일정한 밝기 가정을 식에 적용하면 아래와 같다.

$$\frac{\partial I}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial I}{\partial y} \Delta y + \frac{\partial I}{\partial t} \Delta t = 0 \quad (11)$$

위의 공식은 밝기가 일정하다고 가정한 광학 흐름 제약 방정식이다. 이 방정식에는 두 개의 미지수가 있으므로 고유 솔루션이 존재할 수 없으며 고유 솔루션을 얻으려면 새로운 제약 조건이나 가정을 추가해야 한다.

이에 따라 Horn-Schunck 광학 흐름 알고리즘은 이미지의 움직임 추정하기 위해 전역 평활 제약을 도입한다. Horn과 Schunck는 이미지 속 픽셀의 움직임 속도를 주변 픽셀의 속도와 비슷하거나 같게 설정했으며, 광학 흐름 필드의 각 위치의 속도 변화는 급격한 변화 없이 매끄럽다고 가정하였다(74). 평활 제약 조건은 $\nabla^2 u + \nabla^2 v$ 로 나타낼 수 있으며 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\nabla^2 u = \left(\frac{\partial u}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial u}{\partial y}\right)^2, \nabla^2 v = \left(\frac{\partial v}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial y}\right)^2 \quad (12)$$

이 시점에서 Horn-Schunck 광학 흐름 알고리즘은 광학 흐름에서 u 및 v 의 계산을 완료할 수 있는 두 가지 제약 조건을 충족한다.

$$\xi_b = uI_x + vI_y + I_t \quad (13)$$

$$\xi_c^2 = \nabla^2 u + \nabla^2 v \quad (14)$$

위의 두 공식을 기반으로 Horn-Schunck 알고리즘은 오류 함수를 다음과 같이 구성한다.

$$\xi^2 = \iint (a^2 \xi_c^2 + \xi_b^2) dx dy \quad (15)$$

여기서, a 값이 클수록 광학 흐름이 더 부드러워지며 오차 함수 ξ 가 최소 값일 때 u 와 v 의 값을 계산하도록 한다. 변형 방법을 통해 오류 함수 ξ 는 다음과 같이 변환할 수 있다.

$$I_x^2 u + I_x I_y v = a^2 \nabla^2 u - I_x I_t \quad (16)$$

$$I_x I_y u + I_y^2 v = a^2 \nabla^2 v - I_y I_t \quad (17)$$

∇u 와 ∇v 를 대입하면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$(a^2 + I_x^2)u + I_x I_y v = (a^2 \bar{u} - I_x I_t) \quad (18)$$

$$I_x I_y u + (a^2 + I_y^2)v = (a^2 \bar{v} - I_y I_t) \quad (19)$$

위 공식의 행렬 형태는 다음과 같다.

$$\begin{bmatrix} a^2 + I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & a^2 + I_y^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a^2 \bar{u} - I_x I_t \\ a^2 \bar{v} - I_y I_t \end{bmatrix} \quad (20)$$

위 공식의 행렬식을 계산한 u 와 v 의 표현식은 아래와 같다.

$$(a^2 + I_x^2 + I_y^2)u = (a^2 + I_y^2)\bar{u} - I_x I_y \bar{v} - I_x I_t \quad (21)$$

$$(a^2 + I_x^2 + I_y^2)v = -I_x I_y \bar{u} - (a^2 + I_x^2)\bar{v} - I_y I_t \quad (22)$$

위 공식의 좌우 변을 정리하면 아래와 같다.

$$(a^2 + I_x^2 + I_y^2)(u - \bar{u}) = -I_x [I_x \bar{u} + I_y \bar{v} + I_t] \quad (23)$$

$$(a^2 + I_x^2 + I_y^2)(v - \bar{v}) = -I_y [I_x \bar{u} + I_y \bar{v} + I_t] \quad (24)$$

$$u^{n+1} = \bar{u}^n - \frac{I_x [I_x \bar{u}^n + I_y \bar{v}^n + I_t]}{a^2 + I_x^2 + I_y^2} \quad (25)$$

$$v^{n+1} = \bar{v}^n - \frac{I_y [I_x \bar{u}^n + I_y \bar{v}^n + I_t]}{a^2 + I_x^2 + I_y^2} \quad (26)$$

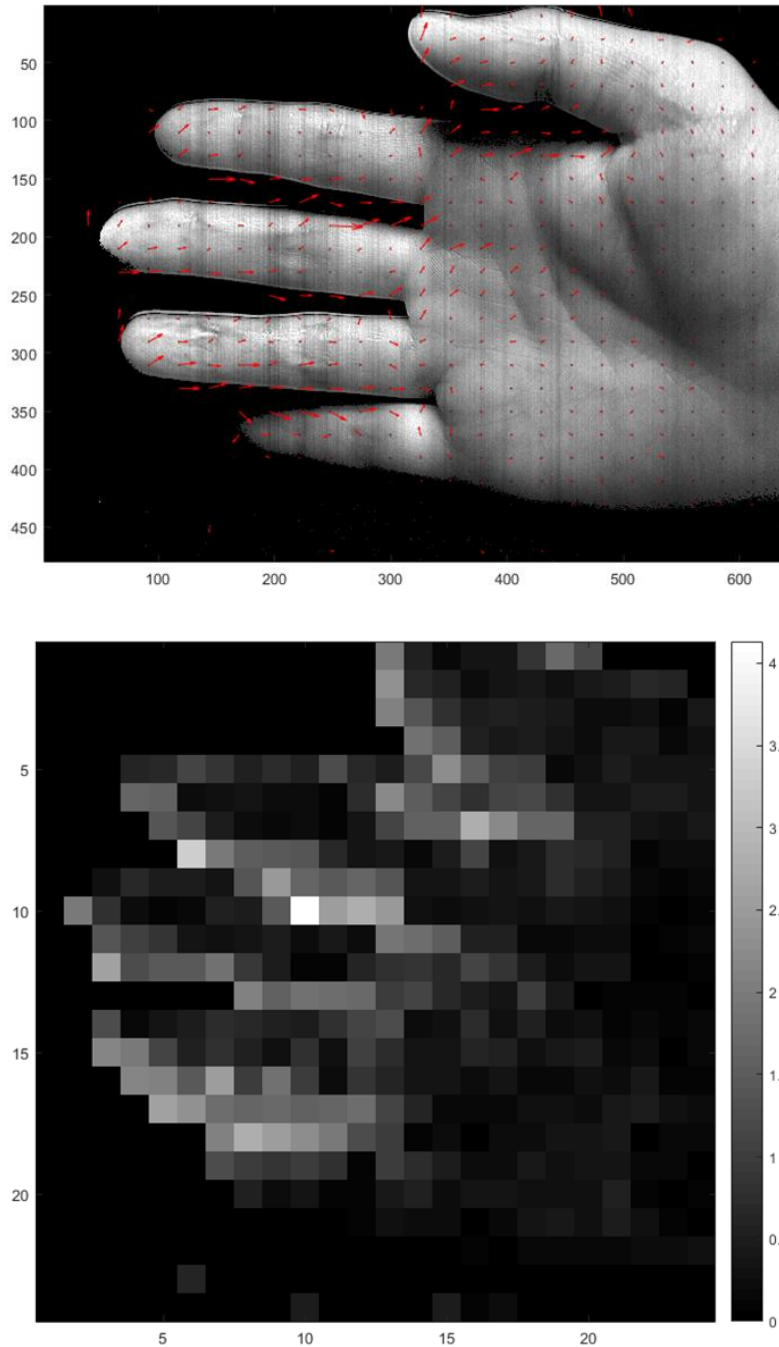


그림 3. Optical Flow 알고리즘을 사용한 확산 벡터 매핑 결과.
 속도 벡터 (위), 스피드맵 (아래)

2.1.4. 다객체 신호 검출:

본 연구에서는 화면 분할을 통하여 다객체 검출이 가능하도록 하며 이를 통하여 다객체 생체신호 측정이 가능하도록 하였다.

검출된 Edge를 기반으로 Oxygen Saturation Contour가 퍼져나가는 속도를 측정하기 위한 알고리즘 또한 개발하였다. 본 연구에서는 Deep Sort 알고리즘을 기반으로 작성하였으며 Deep Sort 알고리즘은 이전 프레임에서 추적하던 객체의 특징점을 추출하여 저장하도록 하였다. 그 후 프레임에서 새롭게 탐지된 객체의 특징 정보가 이전의 객체 특징 정보와 같다고 판단될 경우 이 둘을 동일 객체로 매칭한다. Deep Sort 알고리즘은 매 프레임마다 객체의 위치, 속도 및 특징 정보를 추출하기 위해 검출기와 딥러닝 기반 특징 추출기를 사용하도록 하였다(75).

YOLO-V3 모델을 사용하여 객체를 탐색하였으며 특징점 추출 후에 적용함으로써 전체 객체 추적에 비하여 연산량을 줄일 수 있도록 설계하였다. 그 후 Deep Sort 알고리즘을 사용하여 다중 객체 추적 시스템을 구현하였다. 알고리즘에서 객체 검출 정도를 조절하여 추적 성능을 향상시켰으며 객체 추적을 하는 동안 동작 시간을 줄이기 위하여 5프레임마다 객체 검출을 수행하도록 하였다. 또한, 이전 프레임에서 탐지한 객체 정보 저장 기간을 늘려 Occlusion 발생 시 생기는 정보 누락을 줄여 추적 정확성을 향상시켰다(76).

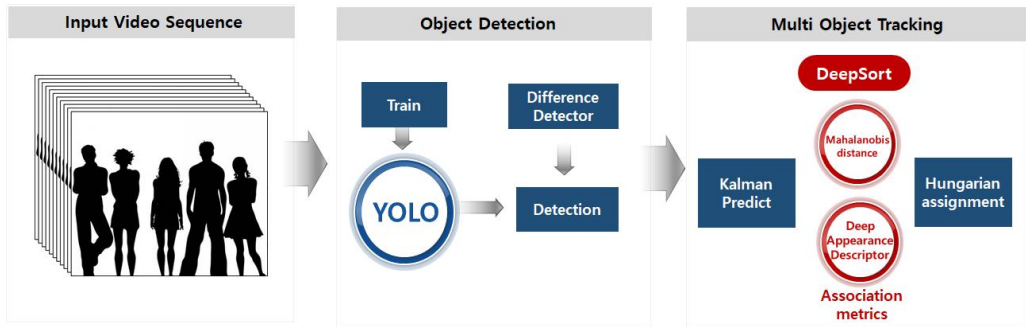


그림 4. Deep Sort 알고리즘 다이어그램

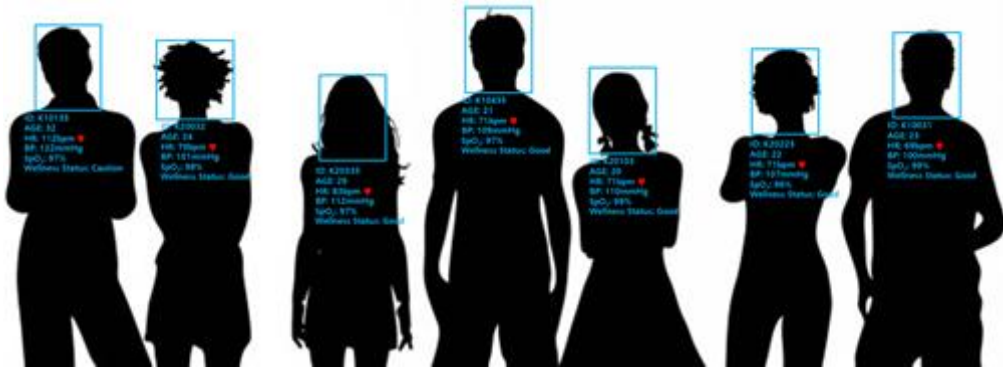


그림 5. 다객체 생체신호 검출 시스템 예시

단, 화면 분할과 다객체 검출 시 넓은 광각으로 인하여 해상도 저하 문제가 발생하였으며 이를 해결하기 위하여 초해상도(Super Resolution: SR) 기법을 사용한 객체 검출 알고리즘을 개발하였다. 먼저 입력 영상으로부터 유효한 정보를 판별하기 위해 BSS와 초해상도를 사용하여 생체신호 측정에 유효한 정보를 증폭하는 알고리즘을 개발하였다.

Sub-pixel Layer가 중복하여 계산되는 픽셀이 많아 계산량에서 손해를 보는 단점을 개선하였으며 계산하고자 하는 픽셀을 채널에 밀어 넣고 마지막에 픽셀들의 위치를 배치하는 방식을 사용하였다. 이 방법은 매우 단순하지만, 효과적인 방식으로 중복 연산을 제거하여 효과적인 해상도 향상이 가능하다. 영상을 사용하는 알고리즘의 민감도 문제를 해결하기 위해 BSS를 사용하여 생체신호 습득에 유효한 정보만을 추출하여 생체신호를 측정하도록 하였다.

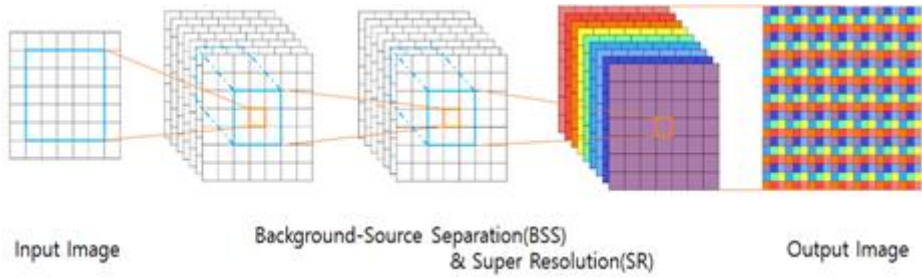


그림 6. 시스템 이미지 전처리 과정

2.1.5. Super resolution:

초해상도 기법은 저해상도 이미지를 고해상도로 복원을 해야 한다. 이 경우 복원해야 하는 대상인 고해상도 이미지의 결과가 여러 개 존재하거나 목표가 존재하지 않는 문제가 발생할 수 있다. 이를 해결하기 위하여 고해상도의 타겟 이미지를 Ground Truth(GT)로 정의하고, 이를 저해상도로 만들기 위해 블러링과 다운 샘플링 등을 거쳐 저해상도 이미지로 만든 뒤 저해상도 이미지를 GT로 복원시키도록 모델을 학습하였다. 이때 3개의 convolutional layer를 사용하였으며 딥러닝을 적용하지 않은 방법들에 비해 높은 성능 수치를 보인다(77).

다중 이미지 초해상도(Multi Image Super Resolution, MISR)은 동일한 장면의 많은 저해상도 이미지에서 정보를 추출하여 고해상도 이미지를 재구성하는 것을 포함합니다. MISR에 대한 초기 작업은 이미지의 공간 해상도를 개선하기 위해 서브 픽셀 변위와 여러 이미지를 결합하여 주파수 영역 기술을 사용한다. 고해상도 영상의 사전 정보 통합과 관련된 첫 번째 제안 방법의 몇 가지 약점으로 인해 여러 공간 영역 MISR 기술이 사용되었다. 여기에는 볼록 세트(POCS)에 대한 투영, 비 균일 보간, 정규화 방법 및 희소 코딩이 포함된다. 장면의 다중 관찰에서 더 많은 데이터를 사용할 수 있으므로 단일 이미지 방법보다 더 정확한 재구성을 얻을 수 있다. MISR 기술은 이미지 모델을 따라 원본 이미지를 저하시키는 다양한 방법을 포함하며 여기에는 흐림, 뒤틀림, 노이즈 오염 및 데시메이션이 포함된다. 그런 다음 잘못된 최적화 문제를 해결하여 성능 저하를 방지한다. 이를 위해 기울기 투영 알고리즘의 베이지안 재구성이 서브 픽셀 변위 추정과 함께 사용되었다.

향상된 FRSSR(Fast and Robust SR, FRSSR)은 최대 가능성 분석 및 단순화된 규정의 추정을 사용한다. 초해상도의 또 다른 방법은 입력 이미지를 분해하는 양방향 필터를 사용하여 위성 이미지를 재구성하는 동시에 고주파수 세부 정보를 증폭하는 SR-ADE(Adaptive detail enhancement)이다. 또한, 반복적 역투영(IBP)의 또 다른 접근 방식은 얻은 실제 저해상도 이미

지와 시뮬레이션 된 저해상도 이미지 간의 차이를 초해상도 이미지에 역투영하는 방법을 사용한다. 순방향 이미징 프로세스는 반전되고 업데이트에서 반복적으로 시도한다. MISR 문제를 해결하기 위해 많은 딥러닝 기반 접근 방식이 활용되었다.



그림 7. 초해상도 기법 적용 결과.
원본 이미지 (위), 초해상도 적용 이미지 (아래)

2.1.6. 혈압측정 회귀 모델 작성:

혈압에 영향을 미치는 대표적인 요인으로는 심박출량, 말초혈관저항, 순환혈액량, 혈액의 점도, 혈관 벽의 탄성 등이 있다. 심박출량은 심장에서 심실을 통해 흐르는 혈류량이며 심박수나 심박출량을 증가시키는 모든 요인은 혈압을 높이고 혈류를 촉진시킨다. 이러한 요인에는 교감신경 자극, 카테콜아민 에피네프린 및 노르에피네프린, 갑상선 호르몬, 칼슘 이온 수치 증가 등이 있다. 말초 혈관 저항은 증가된 혈액을 수용하기 위해 확장되는 모든 구획의 능력인 순응도를 나타낸다. 동맥의 순응도가 클수록 저항이나 혈압의 증가 없이 혈류의 급증을 수용하기 위해 더 효과적으로 확장될 수 있다. 순환하는 혈액의 양은 몸을 통해 이동하는 혈액의 양을 나타낸다. 심방 압력 수용기가 발화 속도를 증가시키고 혈압 상승으로 인해 늘어나면서 심장 센터는 교감신경 자극을 증가시키고 부교감 신경 자극을 억제하여 혈압을 증가시킨다. 혈액의 점도는 혈액 내 혈장 단백질 및 형성된 요소의 존재에 영향을 받는다. 혈액은 점성이 있고 만졌을 때 약간 끈적하며 평균적으로 물보다 약 5배 더 큰 점도를 가지고 있다. 점도는 유체의 두께 또는 흐름 저항의 척도이며 혈장 단백질 및 혈액 내 형성된 요소의 존재에 의해 영향을 받는다. 혈관 벽의 탄성은 신축 및 압축 후 정상적인 형태로 복귀할 수 있는 능력을 의미한다. 직경이 10mm보다 클 경우 일반적으로 탄성이 있으며 탄성 섬유는 심실에서 펌프된 혈액이 심실을 통과할 때 확장되고 급증이 지나간 후에 반동하도록 한다. 동맥벽이 딱딱하고 확장 및 반동을 할 수 없으면 혈류에 대한 저항이 크게 증가하고 혈압이 훨씬 더 많이 상승하여 각 펌프에서 배출되는 혈액의 양을 증가시키기 위해 심장이 더 세게 펌프질해야 한다.

본 연구에서 예측 모델은 심혈관 질환이 없는 사지가 모두 정상인의 심박동수와 심박으로 발생하는 대혈관의 혈류량 변화와 심박출에 의해 발생하는 혈류 속도 변화를 측정하는 Optical flow 데이터와 딥러닝 계산 알고리즘을 이용하여 혈압 수치를 예측하는 모델이다. 예측 모델 개발에 필요한 데이터를 수집하기 위해 지원자 20명에서 수집한 데이터를 기반으로 혈압

예측 모델을 모델링하였다.

2.1.7. 온도측정:

PPG 신호는 심장박동으로 인하여 발생하는 말초 부위 혈액의 변동 때문에 발생하는 신호로 측정 부위의 혈관 상태를 반영하지만, 심혈관계는 폐쇄 루프이므로 PPG 신호의 성분들을 분석하므로 다양한 혈관계의 상태를 평가할 수 있으며 혈류량은 Hagen-Poiseuilles 법칙에 따라 식 (22) 로 나타낼 수 있다

$$V = \frac{\pi r^4}{8\eta l} \Delta P \quad (27)$$

$$R = \frac{8\eta l}{zr^4} \quad (28)$$

식 (22) 에서 ΔP 는 압력을 나타내며 η 는 혈액의 점성, l 은 관의 길이를 나타낸다. 식 (22) 를 사용하여 관류 내 저항에 대한 식 (23) 을 나타낼 수 있으며 이를 통해 혈류량과 흐름에 대한 저항이 반경에 각각 정비례, 반비례하는 것을 확인할 수 있다. 이 같은 원리 온도에 따른 말초 혈관의 변화에 적용할 경우 측정 부위의 표면 온도는 체온과 주변 환경에 의해 영향을 받는다. 이때의 온도 변화는 피부조직의 수축과 말초 혈관의 수축을 일으키며 이로 인하여 혈액의 흐름에 영향을 미치게 된다. 이와 같은 원리를 얼굴의 모세혈관에 적용할 경우 온도 변화에 따른 얼굴 모세혈관 혈류의 변화를 사용하여 체온을 추정할 수 있다.

인간의 피부에서 혈류량의 변화를 통한 체온 조절은 체내의 열적 변화를 수행하는 동안 정상적인 체온 유지에 필수적이다. 피부 혈류의 교감신경 조절에는 노 아드레날린성 혈관 수축기 계통과 교감 활성 혈관 수축기 계통이 포함되며, 그중 후자는 전신 열응력으로 발생하는 경피적 혈관 수축기의 80~90%를 담당한다. 이를 통하여 체온이 상승할 경우 피부 혈류량이 6~8L/min까지 증가할 수 있다.

본 연구에서는 인체의 체온이 온도 차이가 심한 외부환경에서 안정적인 환경으로 진입할 때의 피부 모세혈관의 확장 차이를 기반으로 체온을 측정하고자 하였다. 외부환경으로 인하여 변한 피부 표면의 온도가 안정권으로 들어설 때까지의 시간(Stabilization time : ST)을 중점적으로 측정하였다. 외부 온도와 대상자의 체온 차이와 안정화 시간(ST)와의 상관관계를 통하여 체온을 추정하였다.

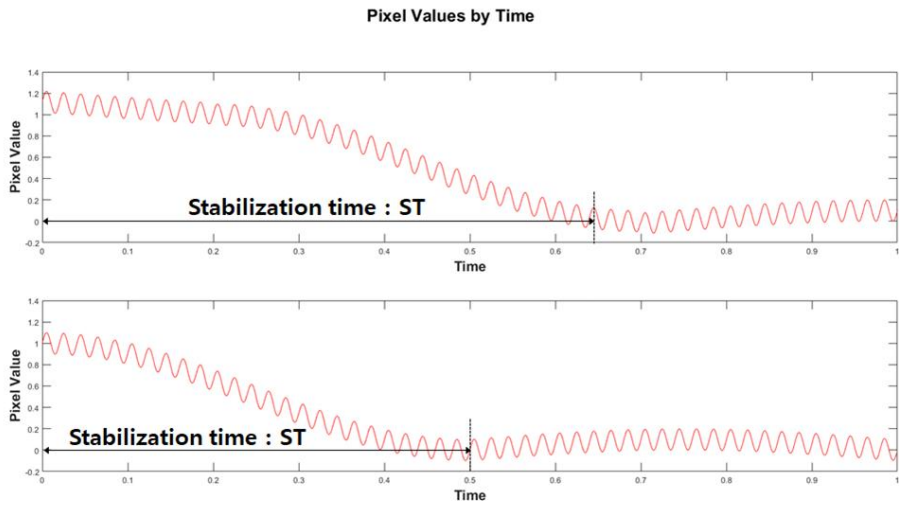


그림 8. 외부 온도별 안정화 시간 차이 (상 : 외부 온도 37도, 하 : 외부 온도 33도)

3. 성 적

3.1. 연구결과:

NIR 카메라로 습득한 이미지 시퀀스에서 발견되는 피부 데이터값의 변화를 이용해 측정된 심박수 값과 Biopac MP150 (Biopac, Goleta, CA, USA)을 이용한 심박수, 산소포화도와 혈압 측정값을 비교하여 본 시스템의 유효성을 평가하였다. Biopac MP150은 다양한 생체신호를 측정하기 위한 장비로 Biopac사에서 나온 장비이며 디지털과 아날로그 두 가지 방식 모두로 생체신호를 측정할 수 있어 비교군으로 선택하였다.

3.1.1. 심박수 측정:

실험은 총 100회 하였으며 실험대상자는 26~88세를 대상으로 하였다. 각 실험은 기존 접촉식 생체신호 측정방법인 BioPac의 ECG 측정 모듈과 기존 비접촉 생체신호 측정방법인 Visible Camera를 사용한 방법과 비교하였다. 실험 결과는 아래의 그림과 같이 나타났으며 본 시스템의 평균 심박수 측정의 정확도는 BioPac과 비교하였을 때 99.47%를 나타내었다.

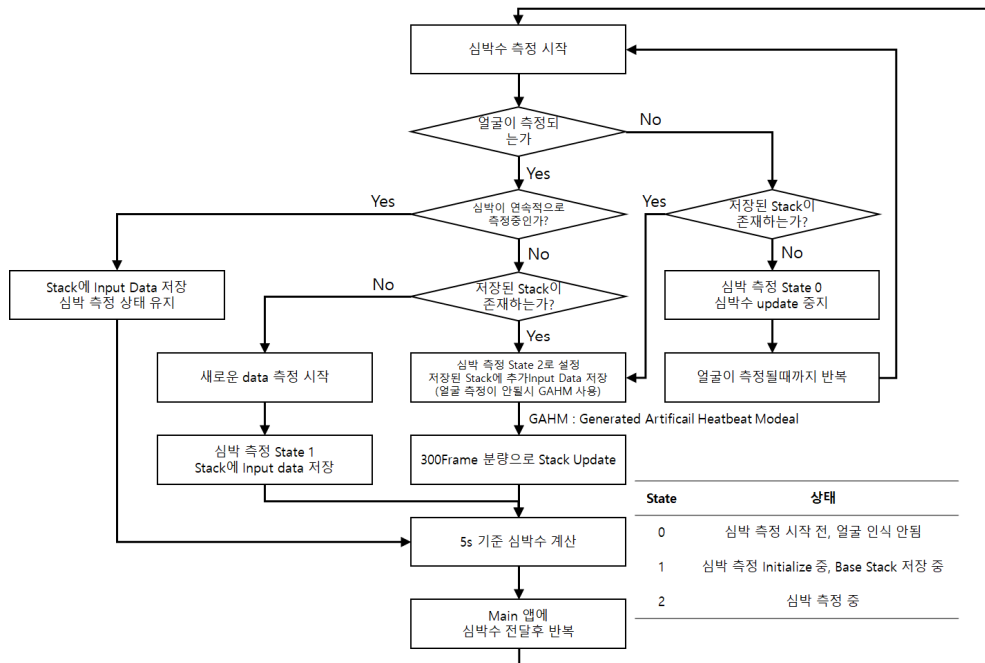


그림 9. 심박수 측정 시스템 순서도



그림 10. 심박수 측정 실험 Setup

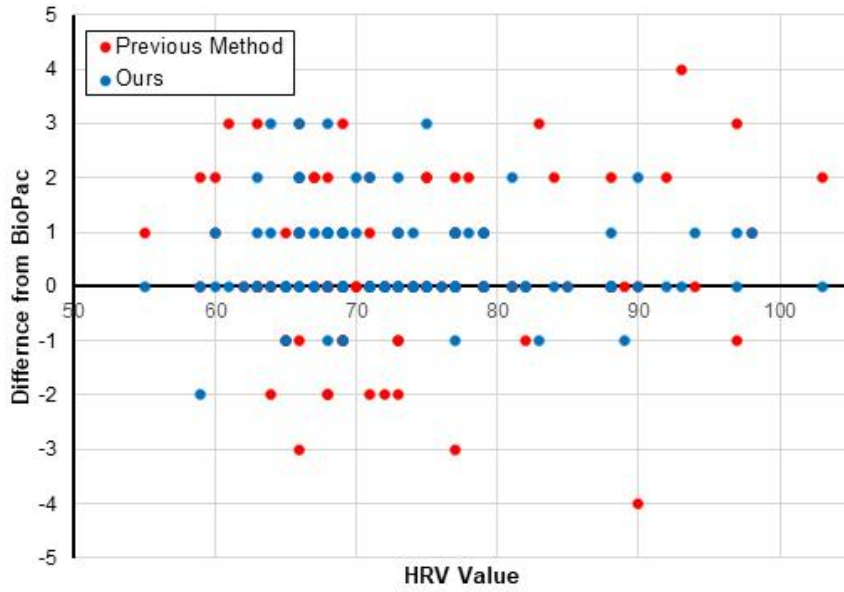


그림 11. 심박수 측정 정확도 실험 결과

3.1.2. Perfusion Map 작성:

NIR 카메라를 통하여 측정된 영상을 기반으로 Perfusion을 측정하는 시스템을 설계하였다. 앞선 심박수 측정과는 달리 산소포화도는 혈액량의 변화뿐만 아니라 혈액 내 산화 헤모글로빈과 헤모글로빈의 비율을 측정해야지만 계산할 수 있으며 계산을 위해서 Hb 와 HbO₂ 의 광 흡수량 차이에 광원을 설치하였다.

각각의 광원은 번갈아 가며 다른 파장의 빛을 조사하도록 하였으며 각 광원과 프레임을 동기화하여 산소포화도를 측정할 수 있도록 한다. HbO₂는 산소 헤모글로빈, Hb는 산소를 포함하지 않은 일반 헤모글로빈을 나타내며 HbO₂ 은 880nm 파장을 흡수하고, Hb 은 765nm를 흡수하는 성질을 가지고 있으며 이미지를 홀수와 짝수 번째로 분리한 다음 촬영된 이미지 픽셀의 평균값을 구한 후 필터링을 통하여 혈액량을 계산하였다. 계산된 값을 기반으로 Perfusion Map을 작성하였다. Exposure 은 15000 μ s 설정하였으며 Gain은 0db로 설정하여 이미지 시퀀스를 습득하였다. 습득한 이미지 시퀀스를 조사된 광원에 따라 각각 분류하였으며 Mako-G032C의 monochrome intensity에 따라 각 이미지에 가중치를 더하여 균일화 작업을 진행하였다. 균일화가 완료된 이미지에 대하여 헤모글로빈과 산화 헤모글로빈의 광 흡수 비율에 따라 역계산 하였으며 계산된 산화 헤모글로빈과 헤모글로빈의 비에 따라 산소포화도 분포도를 작성하였다. 작성한 분포도는 아래와 같다. 작성된 산소포화도 분포도의 경우 유효데이터를 기반으로 평균을 계산하였을 때 98.3의 결과값을 나타냈으며 이는 기존 산소포화도 측정 기기를 사용하여 동시에 측정한 실험대상자의 산소포화도 98과 일치하였다. 하지만 ROI 내의 미세한 산소포화도 변화의 경우 암실 내부에서 강한 광원에 의존하여 작성한 것으로 눈에 띄는 변화는 육안으로 관찰이 불가능하다. 본 시스템은 산소포화도의 이동 경로를 사용하여 혈압 및 병변을 유추하고자 하기 때문에 미세한 변화를 증폭하여 각 Peak 특징점들의 이동 상황을 효과적으로 관찰하고자 하였다. 이를 위하여 Eulerian Video Magnification 기법을 사용하여 영상을 증폭하였다.

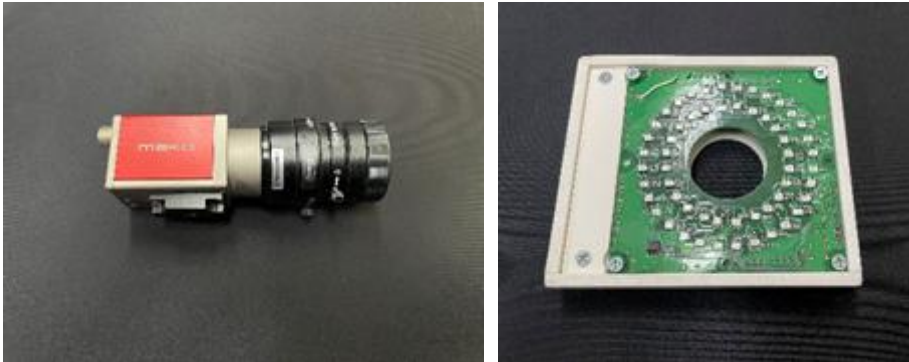


그림 12. Perfusion Map 시스템 하드웨어
NIR Camera (L), Light Source (R)

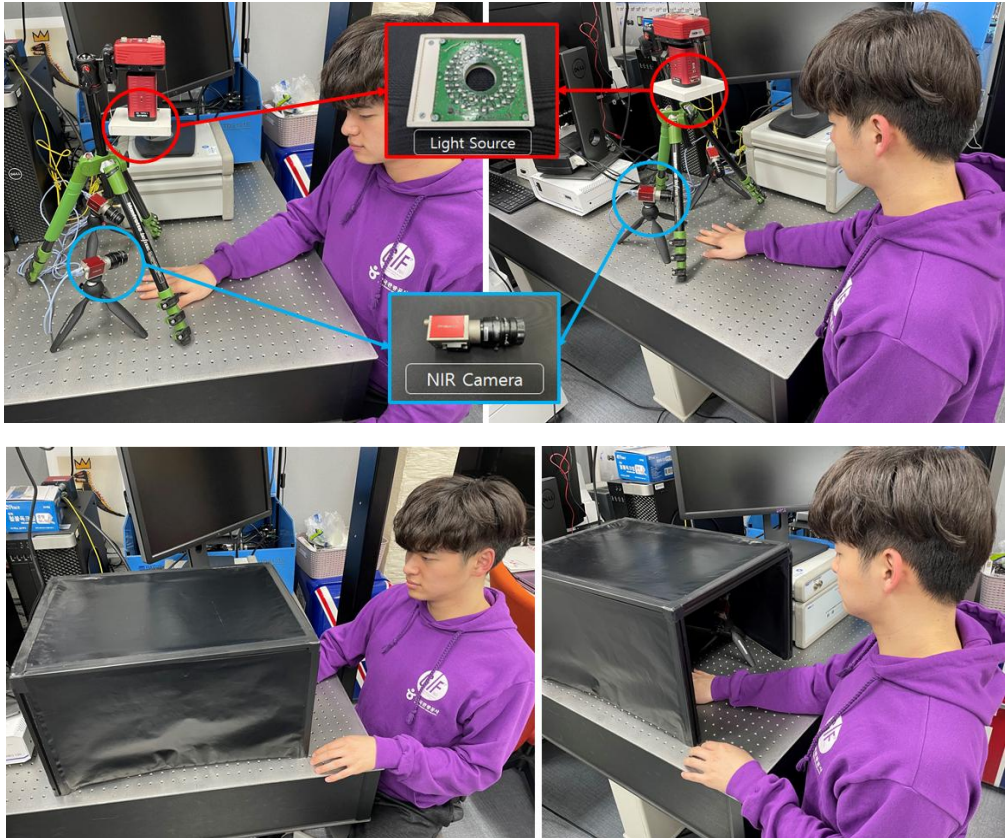


그림 13. 이미지 시퀀스 기반 생체신호 측정 실험 Setup.
일반 조명 환경 (상), 암실 환경 (하)

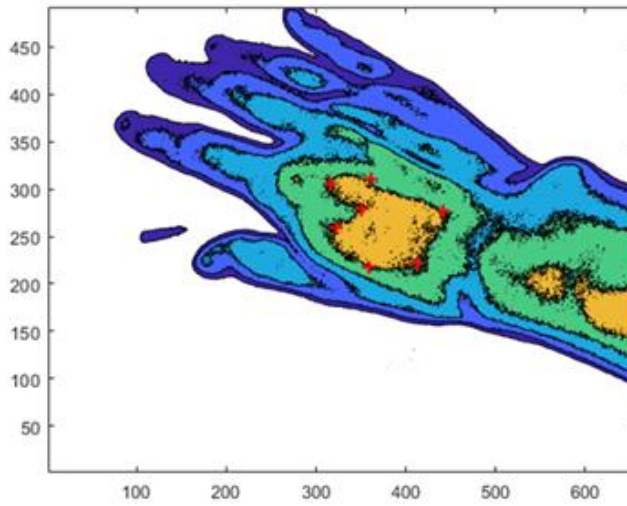
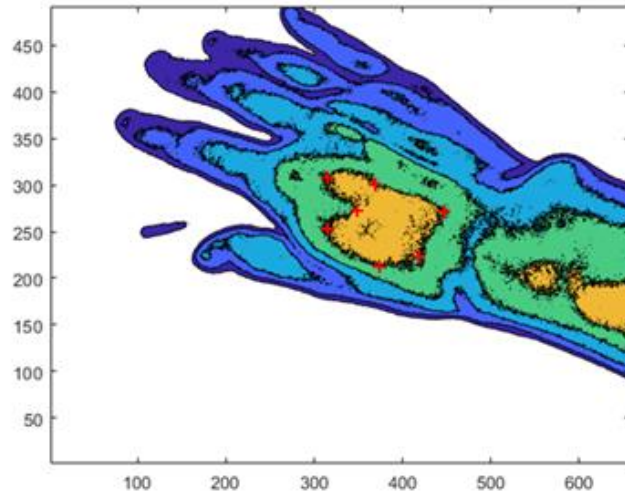


그림 14. Perfusion Contour Map

3.1.3 Oxygen Saturation 측정:

본 논문에서는 혈중 산소포화도 측정을 위하여 perfusion Map에서 헤모글로빈과 산화 헤모글로빈의 비를 사용하여 산소포화도를 계산하였다.

산화 헤모글로빈과 헤모글로빈양을 계산하기 위해서는 각각의 반사율을 기반으로 절대량을 계산해야 한다. 하지만 반사율을 계산하기 위해서 본 논문에서는 산화 헤모글로빈과 헤모글로빈의 흡수율을 기준으로 역수를 취하여 곱하도록 하였다.

습득한 영상에서는 LED의 발광 빈도와 영상의 FPS를 동기화하여 765nm에서 촬영한 영상은 짝수 영상이 되고, 880nm에서 촬영한 영상은 홀수 영상이 되도록 하였다. 그 후 이미지를 홀수와 짝수로 구분하여 0.5 ~ 3Hz의 버터워스 대역통과 필터를 사용하였다.

이는 아래 식과 같이 나타낼 수 있다.

$$Hb = data_{765nm} \times I_{765nm} \times \left(\frac{ab_{HbO_2,1}}{ab_{Hb,1} + ab_{HbO_2,1}} \right) + data_{880nm} \times I_{880nm} \times \left(\frac{ab_{HbO_2,2}}{ab_{Hb,2} + ab_{HbO_2,2}} \right) \quad (29)$$

$$HbO_2 = data_{765nm} \times I_{765nm} \times \left(\frac{ab_{Hb,1}}{ab_{Hb,1} + ab_{HbO_2,1}} \right) + data_{880nm} \times I_{880nm} \times \left(\frac{ab_{Hb,2}}{ab_{Hb,2} + ab_{HbO_2,2}} \right) \quad (30)$$

위의 식에서 *data*는 습득한 픽셀 데이터, *I*은 카메라의 해당 파장의 Intensity 값을 의미하며 *ab*는 각각의 흡수량을 의미한다. 본 논문에서는 Gold Standard인 BioPac의 산소포화도 수치와의 차이 값을 측정하였으며 이를 기존의 Visible Camera를 사용한 산소포화도 측정방법과 비교하였다.

아래 그림 (14) 의 결과에서 알 수 있듯이 기존 방법의 평균 정확도 오차는 1.30%이고 NIR 카메라를 사용하는 Remote Bio Vision의 오차는 0.53%이다. 또한, 각 결과값의 표준편차 값은 기존 방법의 경우 $\sigma = 1.1$ 이고 Remote Bio Vision은 $\sigma = 0.5$ 를 나타내었다.

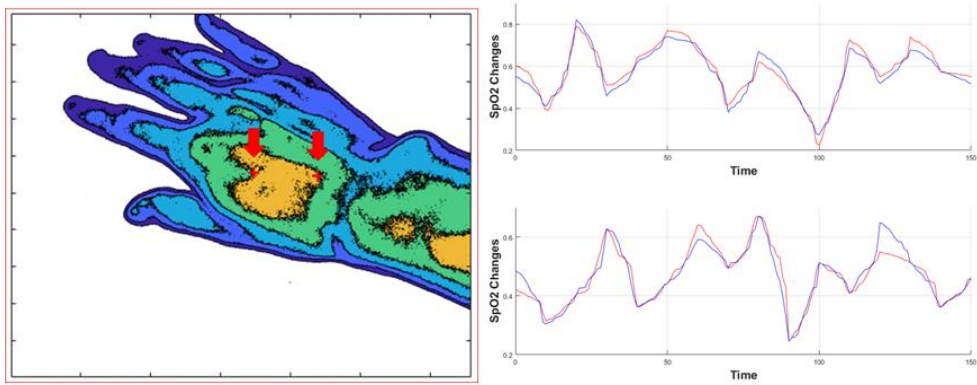


그림 15. 산소포화도 측정을 위한 특징점 선택 결과

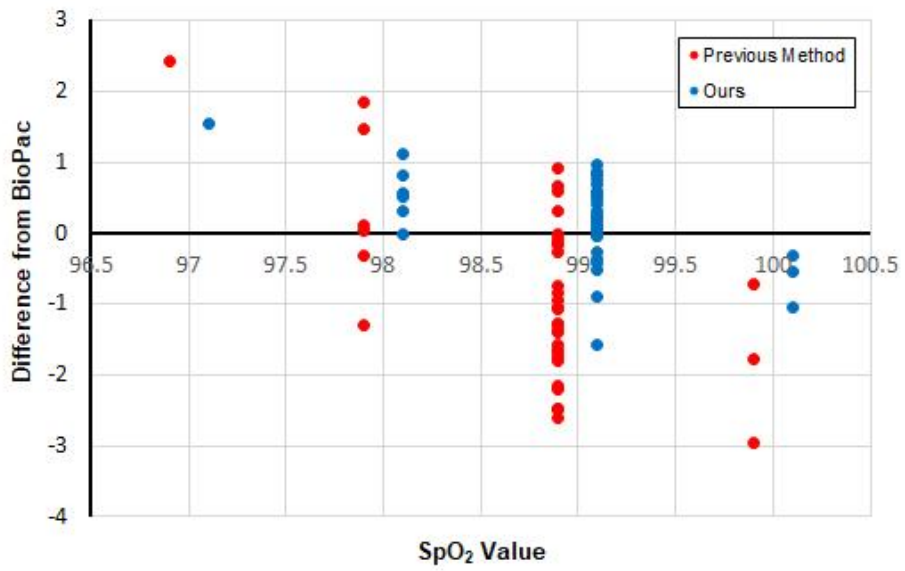


그림 16. 산소포화도 측정 실험 결과

3.1.4 Super Resolution Feature Loss Experiments:

본 논문에서는 연속된 프레임의 움직임 정보를 이용하여 인접한 프레임 간의 부자연스러움을 제거하였으며 적응적 패치 선택을 통한 초해상도 영상복원법을 사용하였다. 이를 통하여 연속 프레임에서 앞 프레임과 뒤프레임 간의 움직임 정보를 이용한 로컬 영역을 정의하여 패치 검색의 정확성을 높이는 동시에 연산량을 감소시켰다. 또한, 단계적 열화를 이용한 적응적 패치 검색 방법으로 프레임간의 자연스러운 영상복원이 가능하게 되었다. 최적의 패치 검색을 통한 적응적 패치 결합으로 초고해상도 영상복원을 하여 원본 영상 대비 특징점 유실을 줄이도록 하였다.

각각의 영상에서 초기 추출 특징점 개수와 100프레임, 300프레임 600프레임 경과 후 특징점의 개수를 비교하였다. 특징점 유실실험은 그림 (16) 과 같은 결과를 나타내었다. 원본 영상의 평균 특징점 손실률은 100프레임당 8.23%였으며, 초해상도 영상의 손실률은 4.04%를 나타내었다.

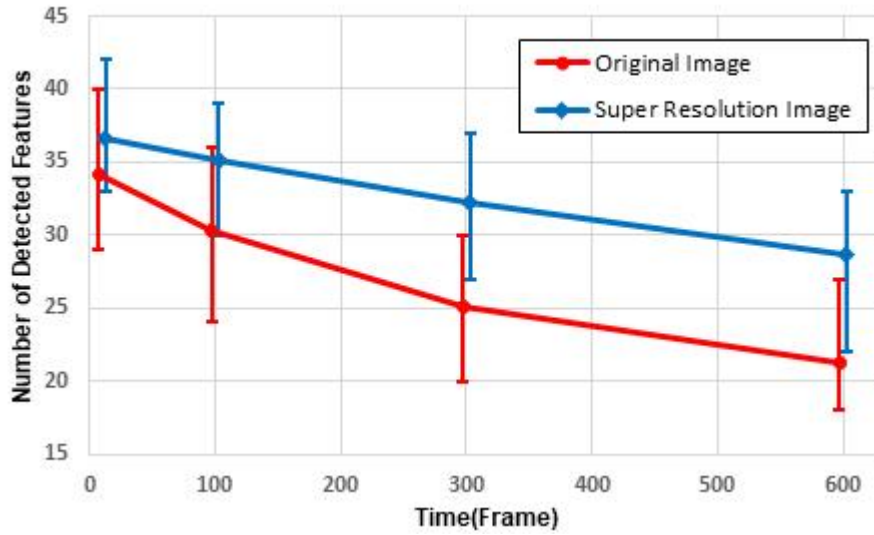


그림 17. 초해상도 특징점 유실실험 결과

3.1.5 혈압측정:

작성된 Perfusion Map에서 헤모글로빈과 산화 헤모글로빈의 비를 사용하여 Oxygen Saturation Contour Map을 작성하였으며 Contour 최고점을 특징점으로 추출하였으며 추출된 특징점을 지속적으로 추적하여 혈압을 계산하기 위한 주요 파라미터로 사용하였다. 특징점 이동 추적을 위하여 Point matching 기법을 사용하였으며 본 연구에서는 노이즈와 형태변형에 효과적인 Point matching 기법인 Topology Preserving Relaxation Labeling(TPRL) 알고리즘을 사용하여 설계하였다.

본 연구에서는 위의 Oxygen Saturation Contour Map과 TPRL을 사용한 특징점 추적 기법을 NIR 이미지 시퀀스에 적용하였다. 영역을 특징점을 기반으로 나누어 각각의 영역별로 나누며 각 영역의 Oxygen Spread Characteristic을 추출, 추출된 Oxygen Spread Characteristic을 파라미터로 사용하여 확산 모델을 만들어 혈류 변화에 따른 산소포화도 변화와 혈관 특성을 반영하여 혈압을 계산하였다.

또한, 사용자의 특성을 추가로 수집하여 혈압측정 모델제작을 위한 파라미터로 사용하였다. Tensorflow 틀 중 하나인 Keras API를 사용하여 예측 모델을 설계하였으며 사용한 정보는 연령, 성별, 심박수, 심장박동 변이도, 산소포화도, Oxygen Spread Characteristic, 심박출량을 사용하였다. 훈련된 모델을 사용하여 모델 훈련 시에 참여하지 않은 대상자의 정보와 이미지 시퀀스를 사용하여 습득한 정보를 사용하여 혈압을 예측하였다. 예측된 결과값은 Gold Standard인 BioPac의 커프형 혈압계와 매칭하였으며 성능검증을 위해 기존 비접촉 혈압측정 시스템과 비교하였다. 비교 결과 본 시스템의 혈압측정의 평균 오차는 2.07%로 기존 방법의 3.86%보다 개선된 것을 확인하였다.

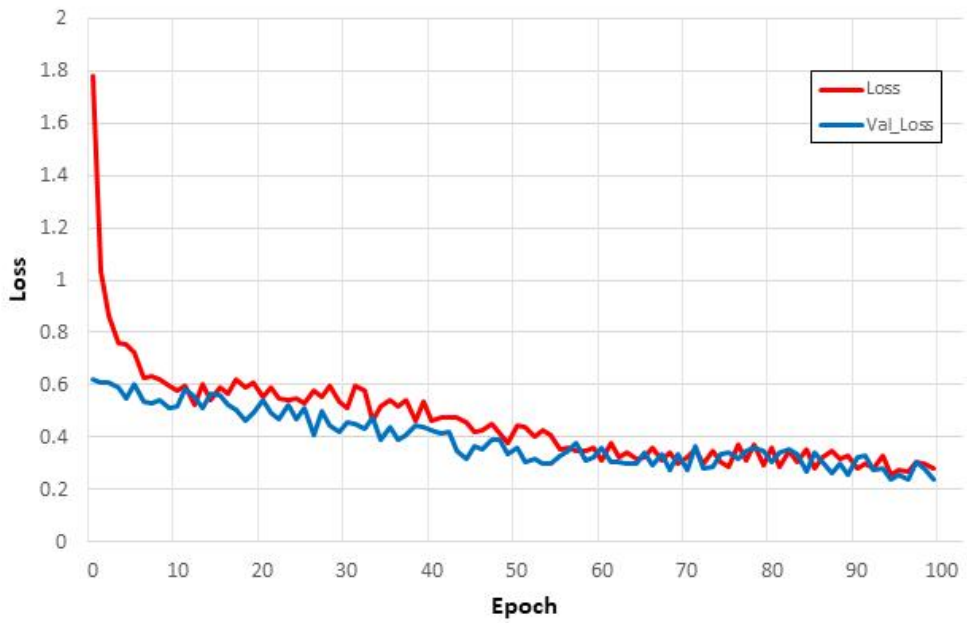
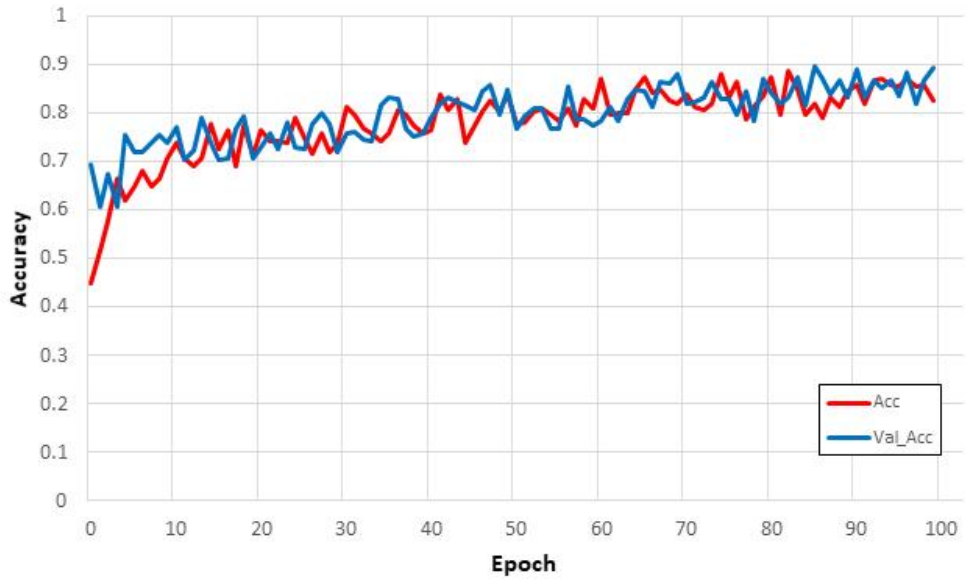


그림 18. 혈압추정 모델 평가 결과

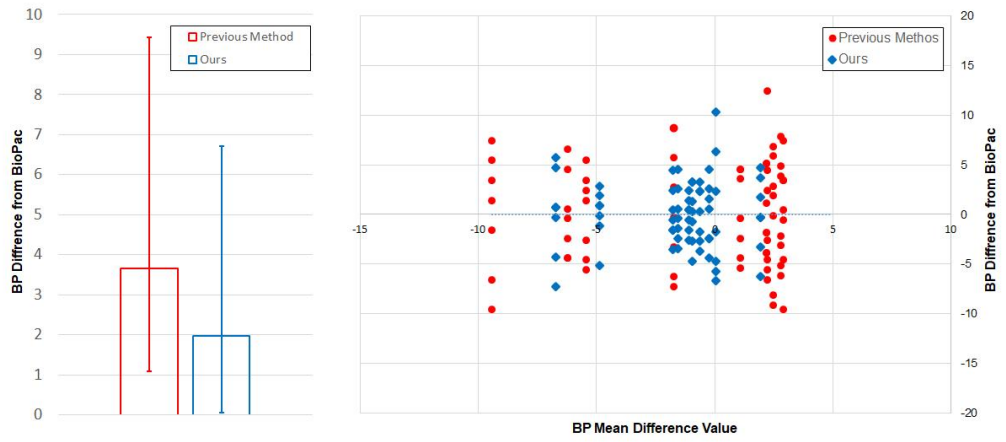


그림 19. 혈압추정모델 실험 결과. 평균 오차(좌), 오차 분포(우)

3.1.6 온도측정:

측정 시 온도는 25도로 고정된 상태에서 진행하였다. 실험은 외부 기온이 28도부터 38도까지의 환경에서 10분씩 노출한 뒤 온도가 25도로 고정된 실내에 진입시킨 후 안정화 되기까지의 시간을 측정하였다.

위의 실험에서 외부 온도, 측정온도, 대상자체온과 안정화 시간을 측정하였다. 그중 말초 혈관의 혈류량에 기여하는 인자 중 영향력이 적은 혈관 벽의 두께, 혈관 벽의 탄성도와 혈액의 점도 등은 수실에서 제외하였으며 가장 큰 영향을 주는 온도 차와 이를 기반으로 체온 측정 식을 유도하였다. 실험 결과 외부 온도를 높게 하여 온도 차가 심한 상황에 처했을 경우 안정화 되기까지 더 긴 시간이 소요되었다. 이에 본 연구에서는 안정화 시간에 영향을 미치는 요인인 온도 차와 안정화 시간과의 상관관계를 선형 회귀법을 통하여 분석하였으며 관계식을 유도하였다. 유도된 식은 아래와 같다.

$$T_{ST} = 1.337(Temp_{out} - Temp_{\in}) + 9.710 \quad (31)$$

수식 (24) T_{st} 는 안정화까지 걸린 시간을 나타내며 그래프의 y 절편을 포함시켜 선형 회귀 모델을 피팅시켰다. 그 결과값으로 그림()의 점선과 같은 값이 나왔으며 상대적으로 적합한 피팅을 찾기 위해 결정계수를 계산하였다. 계산된 결정계수 $R^2 = 0.798$ 을 나타내었다.

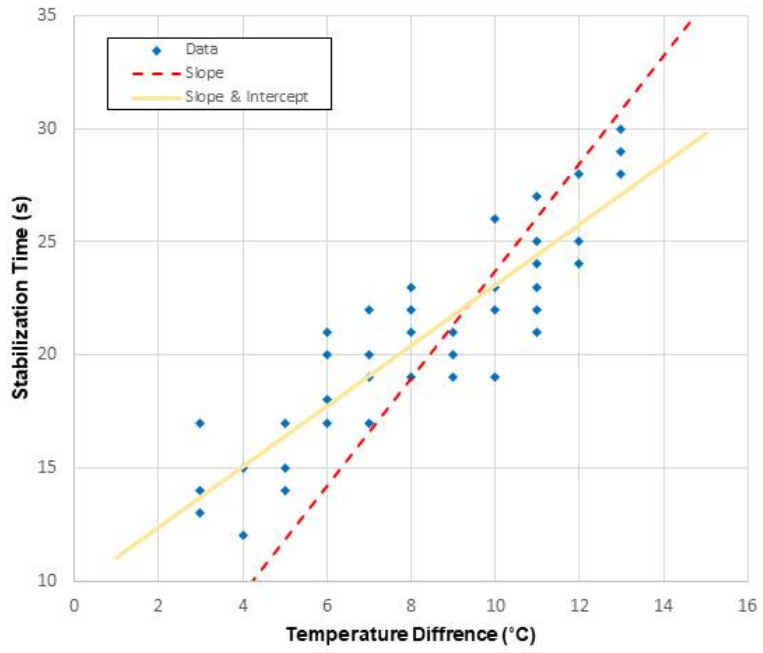


그림 20. 온도측정 예측 선형 회귀 모델

3.1.7 Wound & Pressure Ulcer Detection:

본 논문에서 개발된 시스템으로 제안하고자 하는 바는 육안으로 보기 힘든 초기 욕창을 찾는 것을 목적으로 하는 어플리케이션이다. 상처가 생기면 피부 밀도나 혈액량의 변화 등의 이유로 혈액 관류의 변화가 일어난다. 욕창 또는 상처의 상태를 감지하기 위해 이러한 혈액 관류의 비정상적인 변화를 감지하였으며 관류 데이터와 병변의 상태를 매칭하여 병변 영역을 분할하여 일차적으로 진단할 수 있도록 하였다.

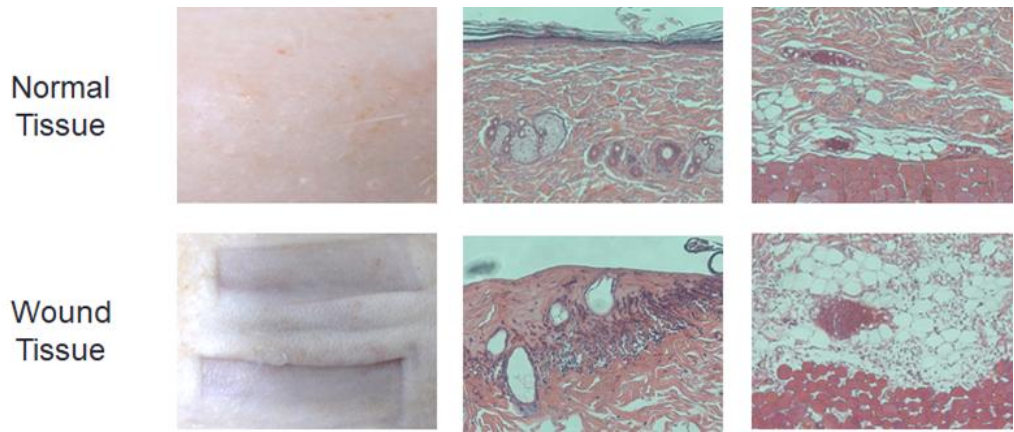


그림 21. 일반 조직과 육창 발생 조직의 조직 상태

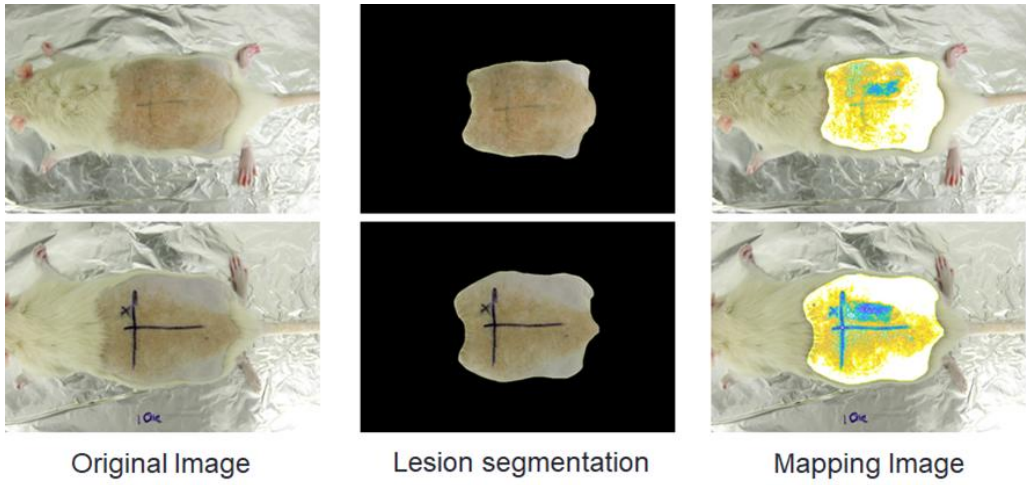


그림 22. 육창 영역 감지 어플리케이션 적용 결과

4. 고 찰

본 논문에서는 이미지 시퀀스를 이용하여 생체데이터를 측정하는 기존의 방법의 한계점을 극복하는 방법에 대하여 제안하였다. 기존의 카메라를 사용한 생체신호 측정방법에서 발생하는 노이즈를 줄이며 Perfusion을 사용하여 혈압을 측정하는 새로운 방법에 대하여 제안하였다.

시스템은 이미지 시퀀스에서 사용자의 피부를 인지하도록 하였으며 인지한 영역에서 추출한 특징점을 기반으로 환자의 생체데이터 측정을 위한 좌표를 획득하도록 하였다. 획득한 좌표와 혈류 속도 벡터를 지속적으로 추적하여 생체신호를 측정하도록 하였다. 또한, 산화 헤모글로빈과 헤모글로빈의 광 흡수 파장 차에 따라 파장이 다른 두 광원을 설치하였으며 피부에서 반사되는 빛의 반사율의 차이를 통하여 혈중 산소포화도를 측정하며 이를 사용하여 Perfusion 혈관류 지도를 작성하였다. 작성된 혈관류 지도는 다양한 어플리케이션에서 사용 가능하였으며 대표적으로 혈압측정과 피부 병변 분석에 사용하였다. 혈액이 퍼져나가는 특징을 속도 벡터로 나타내었으며 해당 속도 벡터를 주 파라미터로 예측 모델을 만들어 혈압을 추정하도록 하였다. 또한, 사용자의 특성을 추가로 수집하여 혈압측정 모델제작을 위한 파라미터로 사용하였다. 혈압측정 모델을 위해 연령, 성별, 심박수, 심장박동 변이도, 산소포화도, Oxygen Spread Characteristic, 심박출량을 파라미터로 사용하였다. 성능검증을 위해 기존 비접촉 혈압측정 시스템과 비교하였으며 평균 오차는 2.07%로 기존 방법의 3.86%보다 개선된 것을 확인하였다.

하지만 본 시스템은 현재 혈압측정 부위를 신체의 말초 부위로 제한하고 있다. 보다 정확한 혈압측정을 위해서는 혈관의 특성을 고려하여 각 신체부위별로 다른 수식을 적용할 필요가 있다. 본 연구를 토대로 추후 이미지 시퀀스에 나타나는 사용자의 Skeletal Model을 추출하여 측정 위치를 파악하도록 하여 각 측정 부위별로 수식을 보정할 수 있는 알고리즘을 추가할 예

정이다.

추가적으로 본 논문에서는 혈류량 변화를 통하여 피부병변의 일차적인 진단이 가능한 어플리케이션을 제안하였다. 이는 피부의 변형과 피사와 같은 병변이 발생하였을 시 피부조직의 밀도변화와 혈관 변형에 따른 광 반사량 변화를 측정하여 이상을 감지하도록 하였다. 본 시스템을 통하여 병변 영역의 일차적 감별과 영역 분할이 가능한 것을 확인하였다. 추후 광 반사량 이상에 대한 정확한 데이터베이스를 구축하여 병변의 진행 상황 또한 정확하게 판별할 수 있을 것으로 기대된다.

5. 요약

연속적이고 정확한 생체신호 모니터링은 질병의 치료와 예방에 필수적이다. 본 연구에서는 사용자의 신체와 접촉하지 않고 효과적인 생체신호 습득하는 방법에 대하여 연구를 진행하였다. 이를 위하여 본 연구에서는 멀티스펙트럼 카메라를 이용하여 습득한 이미지 시퀀스를 이용하여 기존의 생체신호 측정시스템보다 향상된 생체 데이터 측정 시스템을 개발하였다.

시스템은 카메라를 통하여 수집한 이미지 시퀀스에서 생체신호 측정을 위한 사용자의 피부를 인지하고 생체데이터를 측정하는 과정을 수행하도록 설계하였다. 실험을 통하여 시스템이 사용자의 중요 생체신호인 맥박, 산소포화도, 혈압을 동시에 측정 가능하며 기존의 비접촉 생체신호 시스템보다 높은 정확도를 지니는 것을 확인하였다.

본 연구는 완전 비접촉으로 사용자의 생체신호를 측정하는 방법을 개발하는 것을 목적으로 연구하였다. 기존의 카메라와 PTT를 사용하는 시스템과 비교하여 본 시스템은 사용자의 심박수, 산소포화도와 혈압을 완전 비접촉으로 측정이 가능하다는 것을 확인하였다. 하지만 혈관 특성에 따라 변동성이 큰 혈압측정의 경우 현재 데이터가 확보된 말초 부위에서만 측정 가능한 문제점이 있으나 Skeletal Model 적용을 통하여 측정부위를 탐색 혈압 측정 모델에 적용하여 혈압측정 영역의 확대가 가능할 것으로 기대된다.

또한, 본 연구는 추가적으로 생체신호, 영상처리, 임상 정보의 핵심 요소 기술의 고도화를 기반으로 인공지능 기술을 결합하여 생체 광 특성을 통한 피부 병변의 진단에 대하여 연구할 예정이다.

참 고 문 헌

1. Parati G. Blood pressure variability: its measurement and significance in hypertension. *Journal of Hypertension*. 2005;23:S19 - S25.
2. Pierdomenico SD, Lapenna D, Tommaso RD, Carlo SD, Esposito AL, et al. Blood pressure variability and cardiovascular risk in treated hypertensive patients. *Am J Hypertens*. 2006;19:991 - 997.
3. Mancia G, Bombelli M, Facchetti R, Madotto F, Corraro G, et al. Long-term prognostic value of blood pressure variability in the general population. Results of the pressioni arteriose monitorate e Loro associazioni study. *Hypertension*. 2007;49:1265 - 1270.
4. Musini VM. A systematic review of the blood pressure lowering efficacy of thiazide diuretics in the treatment of adult patients with primary hypertension. 2000. MSc Thesis. The University of British Columbia.
5. Musini VM, Wright JM, Jauca CD, Bassett K. Blood pressure lowering efficacy of thiazide diuretics for primary hypertension. *Cochrane Database of systematic reviews issue 3*. Art No.: CD003824. 2002 DOI: 10.1002/14651858.CD003824.
6. Wright JM, Lee C, Chambers KC. Systematic review of antihypertensive therapies: Does the evidence assist in choosing a first-line drug? *Canadian Medical Association Journal*. 1999;161:25 - 32.
7. Wright JM, Musini VM. First-line drugs for hypertension. *Cochrane Database of systematic reviews issue 3*. Art No.: CD001841. 1999 DOI: 10.1002/14651858.CD001841.

8. Hansson L, Zanchetti A, Carruthers SG, Dahlof D, Elmfeldt D, et al. Effects of intensive blood pressure lowering and low dose aspirin in patients with hypertension: principal results of the Hypertension Optimal Treatment (HOT) randomized trial. *Lancet*. 1998;351:1755 - 1762.
9. The ALLHAT Officers and Coordinators for the ALLHAT Collaborative Research Group. Major outcomes in high-risk hypertensive patients randomized to angiotensin-converting enzyme inhibitor or calcium channel blocker vs diuretic: The Antihypertensive and Lipid-Lowering Treatment to Prevent Heart Attack Trial (ALLHAT). *JAMA*. 2002;288:2981 - 2997.
10. O'Brien E, Asmar R, Beilin L, Imai Y, Mallion JM, Mancia G, et al. European Society of Hypertension recommendations for conventional ambulatory and home blood pressure measurement. *J Hypertens*. 2003;21(5):821 - 848.
11. Perloff D, Grim C, Flack J, Frohlich ED, Hill M, McDonald M, et al. Human blood pressure determination by sphygmomanometry. *Circulation*. 1993;88:2460 - 2470.
12. Skirton H, Chamberlain W, Lawson C, Ryan H, Young E. A systematic review of variability and reliability of manual and automated blood pressure readings. *J Clin Nurs*. 2011 Mar;20(5 - 6):602 - 614.
13. Parati G, Faini A, Castiglioni P. Accuracy of blood pressure measurement: sphygmomanometer calibration and beyond. *J Hypertens*. 2006 Oct;24(10):1915 - 8.
14. Mengden T, Asmar R, Kandra A, Di Giovanni R, Brudi P, Parati G. Use of automated blood pressure measurements in clinical trials and registration studies: data from the VALTOP Study. *Blood Press*

- Monit. 2010;15:188 - 194.
15. O'Niell H, O'Brien E, Stanton A, Hedditch K. The suitability of an automated blood pressure measuring device - the Omron HEM-705CP - in a large multicentre study: the ASCOT study. *J Hum Hypertens.* 2001;15:S83 - 85.
 16. Verberk WJ, Kroon AA, Kessels A, de Leeuw PW. Home blood pressure measurement: a systematic review. *J Am Coll Cardiol.* 2005;46:743 - 51.
 17. American National Standard . Non-invasive sphygmomanometers part 2: clinical validation of automated measurement type. ANSI/AAMI/ISO 81060-2:2009. Association for the Advancement of Medical Instrumentation. AAMI; Arlington, Virginia: 2009.
 18. O'Brien E, Petrie J, Littler W, de Swiet M, Padfield PL, Altman DG, et al. The British Hypertension Society Protocol for the evaluation of blood pressure measuring devices. *J Hypertens.* 1993;11(suppl 2):S43 - S62.
 19. O'Brien E, Pickering T, Asmar R, Myers M, Parati G, Staessen J, et al. International protocol for validation of blood pressure measuring devices in adults. *Blood Press Monit.* 2002;7:3 - 17.
 20. O'Brien E, Atkins N, Stergiou G, Karpettas N, Parati G, Asmar R, et al. European Society of Hypertension International Protocol revision 2010 for the validation of blood pressure measuring devices in adults. *Blood Press Monit.* 2010 Feb;15(1):23 - 38.
 21. Topouchian J, Agnoletti D, Blacher J, Youssef A, Ibanez I, Khabouth J, et al. Validation of four automatic devices for self-measurement of blood pressure according to the international protocol of the European Society of Hypertension. *Vasc Health Risk Manag.* 2011;7:709 - 17.

22. Yi J, Wan Y, Pan F, Yu X, Zhao H, Shang F, et al. Validation of the Medipro MediCare 100f upper arm blood pressure monitor, for self-measurement, according to the European Society of Hypertension International Protocol revision 2010. *Blood Press Monit.* 2011;16:197 - 199.
23. Erdem E, Aydogdu T, Akpolat T. Validation of the Medisana MTP Plus upper arm blood pressure monitor, for self-measurement, according to the European Society of Hypertension International Protocol revision 2010. *Blood Press Monit.* 2011;16:43 - 46.
24. Grim CE, Grim CM. The HoMedics BPA-200 and BPA-300 home blood pressure devices fail the European Society of Hypertension International Protocol and cannot be recommended for patient use. *Blood Press Monit.* 2008 Aug;13(4):227 - 9.
25. O'Brien E, Atkins N, Murphy A, Lyons S. Validation of the ROSSMAX blood pressure measuring monitor according to the European Society of Hypertension International Protocol for validation of blood pressure measuring devices in adults. *Blood Press Monit.* 2003;8:261 - 265.
26. O'Brien E, Waeber B, Parati G, Staessen J, Myers MG. Blood pressure measuring devices: recommendations of the European Society of Hypertension. *BMJ.* 2001 Mar 3;322(7285):531 - 6.
27. Stergiou GS, Karpettas N, Atkins N, O'Brien E. Impact of applying the more stringent validation criteria of the revised European Society of Hypertension International Protocol 2010 on earlier validation studies. *Blood Press Monit.* 2011 Apr;16(2):67 - 73.
28. Moore LG. Human genetic adaptation to high altitude. *High Alt Med Biol.* 2001 Summer;2(2):257 - 79.
29. Kametas NA, McAuliffe F, Krampl E, Nicolaides KH, Shennan AH.

- Can aneroid sphygmomanometers be used at altitude? *J Hum Hypertens.* 2006 Jul;20(7):517 - 22.
30. Li S, Zhao X, Ba S, He F, Lam CT, Ke L, et al. Can electronic sphygmomanometers be used for measurement of blood pressure at high altitudes *Blood Press Monit.* 2012;17:62 - 68.
 31. Friedman BA, Alpert BS, Osborn D, Prisant LM, Quinn DE, Seller J. Assessment of the validation of blood pressure monitors: a statistical reappraisal. *Blood Press Monit.* 2008 Aug;13(4):187 - 191.
 32. Mills JL, et al. The Society for Vascular Surgery Lower Extremity Threatened Limb Classification System: Risk stratification based on Wound, Ischemia, and foot Infection (WIFI). *Journal of Vascular Surgery.* 2014;59:220 - 234.
 33. Bailey M, Griffin K, Scott D. Clinical Assessment of Patients with Peripheral Arterial Disease. *Seminars in Interventional Radiology.* 2014;31:292 - 299.
 34. Jude EB, Eleftheriadou I, Tentolouris N. Peripheral arterial disease in diabetes—a review. *Diabetic Medicine.* 2010;27:4 - 14.
 35. DenUil CA, et al. The microcirculation in health and critical disease. *Progress in cardiovascular diseases.* 2008;51:161 - 70.
 36. Donati A, Tibboel D, Ince C. Towards integrative physiological monitoring of the critically ill: from cardiovascular to microcirculatory and cellular function monitoring at the bedside. *Critical care.* 2013;17:S5.
 37. Kara A, Akin S, Ince C. Monitoring microcirculation in critical illness. *Current Opinion in Critical Care.* 2016;22:444 - 452.
 38. Bui DT, et al. Free Flap Reexploration: Indications, Treatment, and Outcomes in 1193 Free Flaps. *Plastic and Reconstructive Surgery.* 2007;119:2092 - 2100.

39. Vartanian SM, Conte MS, Surgical intervention for peripheral arterial disease. *Circulation research* . 2015;116:1614 - 1628.
40. Hasanin A, Mukhtar A, Nassar H, Perfusion indices revisited. *Journal of Intensive Care*. 2017;5;24.
41. Scheeren TWL, Schober P, Schwarte LA, Monitoring tissue oxygenation by near infrared spectroscopy (NIRS): background and current applications. *Journal of clinical monitoring and computing*. 2012;26;279 - 87.
42. Shapiro NI, et al. The association of near-infrared spectroscopy-derived tissue oxygenation measurements with sepsis syndromes, organ dysfunction and mortality in emergency department patients with sepsis. *Critical care*. 2011;15;R223.
43. Lima A, et al. The relation of near-infrared spectroscopy with changes in peripheral circulation in critically ill patients*. *Critical Care Medicine*. 2011;39;1649 - 1654.
44. Jubran A. Pulse oximetry. *Critical care*. 2015;19;272.
45. Lima AP, Beelen P, Bakker J. Use of a peripheral perfusion index derived from the pulse oximetry signal as a noninvasive indicator of perfusion. *Critical care medicine*. 2002;30;1210 - 3.
46. Lima A, Bakker J. Noninvasive monitoring of peripheral perfusion. *Intensive Care Medicine*. 2005;31;1316 - 1326.
47. Kyriacou PA. Direct Pulse Oximetry Within the Esophagus, on the Surface of Abdominal Viscera, and on Free Flaps. *Anesthesia & Analgesia*. 2013;117;824 - 833.
48. Abay TY, Kyriacou PA. Reflectance Photoplethysmography as Noninvasive Monitoring of Tissue Blood Perfusion. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2015;62;2187 - 2195.
49. Allen J, Howell K. Microvascular imaging: techniques and

- opportunities for clinical physiological measurements. *Physiological measurement*. 2014;35;R91 - R141.
50. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological measurement*. 2007;28;R1.
 51. Lima AP, Beelen P, Bakker J. Use of a peripheral perfusion index derived from the pulse oximetry signal as a noninvasive indicator of perfusion. *Critical care medicine*. 2002;30;1210 - 3.
 52. Verkruyse W, Svaasand LO, Nelson JS. Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optics express*. 2008;16;21434 - 21445.
 53. Kamshilin AA, Miridonov S, Teplov V, Saarenheimo R, Nippolainen E. Photoplethysmographic imaging of high spatial resolution. *Biomedical optics express*. 2011;2;996 - 1006.
 54. Rubins U, Upmalis V, Rubenis O, Jakovels D, Spigulis J. Real-Time Photoplethysmography Imaging System. 2011;183 - 186.
 55. Moço AV, Stuijk S, Haan G. Ballistocardiographic artifacts in PPG imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2016;1.
 56. Moço AV, Stuijk S, Haan G. Motion robust PPG-imaging through color channel mapping. *Biomedical optics express*. 2016;7;1737 - 1754.
 57. Moço, AV, Stuijk S, Haan G. Skin inhomogeneity as a source of error in remote PPG-imaging. *Biomedical Optics Express*. 2016;7;4718.
 58. Trumpp A, Bauer PL, Rasche S, Malberg H, Zaunseder S. The value of polarization in camera-based photoplethysmography. *Biomedical Optics Express*. 2017;8;2822.
 59. Sun Y, et al. Motion-compensated noncontact imaging photoplethysmography to monitor cardiorespiratory status during exercise. *Journal of biomedical optics*. 2011;16;77010.
 60. Iakovlev D, et al. Frame Registration for Motion Compensation in

- Imaging Photoplethysmography. *Sensors*. 2018;18;4340.
61. Fortun D, Bouthemy P, Kervrann C. Optical flow modeling and computation: A survey. *Computer Vision and Image Understanding*. 2015;134;1 - 21.
 62. Baker S, et al. A Database and Evaluation Methodology for Optical Flow. *International Journal of Computer Vision*. 2011;92;1 - 31.
 63. Rubins U, Spigulis J, Miščuks A. Photoplethysmography imaging algorithm for continuous monitoring of regional anesthesia. *Proceedings of the 14th ACM/IEEE Symposium on Embedded Systems for Real-Time Multimedia - ESTIMedia*. 2016;16;67 - 71.
 64. Novakovic D, Patel RS, Goldstein DP, Gullane PJ. Salvage of failed free flaps used in head and neck reconstruction. *Head & neck oncology*. 2009;1;33.
 65. Zötterman J, Bergkvist M, Iredahl F, Tesselaar E, Farnebo S. Monitoring of partial and full venous outflow obstruction in a porcine flap model using laser speckle contrast imaging. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*. 2016;69;936 - 943.
 66. Hyman NH, Osler T, Cataldo P, Burns EH, Shackford SR. Anastomotic Leaks after Bowel Resection: What Does Peer Review Teach Us about the Relationship to Postoperative Mortality. *Journal of the American College of Surgeons*. 2009;208;48 - 52.
 67. Marcinkevics Z, et al. Imaging photoplethysmography for clinical assessment of cutaneous microcirculation at two different depths. *Journal of Biomedical Optics*. 2016;21;035005.
 68. Murkin J, Arango M. Near-infrared spectroscopy as an index of brain and tissue oxygenation. *British journal of anaesthesia*. 2009;103;i3 - i13.
 69. Drulea M, Nedevschi S. Motion Estimation Using the Correlation

- Transform. IEEE Transactions on Image Processing. 2013;22:3260 - 3270.
70. Moço AV, Stuijk S, Haan G. Motion robust PPG-imaging through color channel mapping. Biomedical optics express. 2016;7:1737 - 1754.
 71. Zoubir AM, Koivunen V, Chakhchoukh Y, Muma M. Robust Estimation in Signal Processing: A Tutorial-Style Treatment of Fundamental Concepts. IEEE Signal Processing Magazine. 2012;29:61-80.
 72. Kumar M, Veeraraghavan A, Sabharwal A. DistancePPG: Robust non-contact vital signs monitoring using a camera. Biomedical Optics Express. 2015;6:1565.
 73. Otte M, Nagel HH. Optical flow estimation: advances and comparisons. In European conference on computer vision. 1994;49 - 60.
 74. Shao D, Tsow F, Liu C, Yang Y, Tao N. Simultaneous Monitoring of Ballistocardiogram and Photoplethysmogram Using a Camera. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2017;64:1003 - 1010.
 75. Sundaram N, Brox T, Keutzer K. Dense point trajectories by GPU-accelerated large displacement optical flow. ECCV 2010. 2010;6311:438 - 451.
 76. Yu JJ, Harley AW, Derpanis KG. Back to basics: unsupervised learning of optical flow via brightness constancy and motion smoothness. ECCV 2016. 2016;9915:3 - 10.
 77. Liu C, Sun D. A Bayesian approach to adaptive video super resolution. In Proc. CVPR. 2011;209-216.

Remote Bio Vision: Perfusion Imaging Based Non-Contact Bio signal Measurement Method

Kim, Chan Il

Department of Bio Medical Engineering
School of Medicine

Keimyung University

(Supervised by Professor Lee, Jong Ha)

(Abstract)

Recently, due to a new virus infection, the need for a non-contact medical system that prevents, manages, and treats disease using data-based software such as telemedicine and digital therapeutics is being emphasized. In order to revive this trend, research on various methods instead of measuring bio-signals through traditional sensors is being conducted. The systems developed to replace the existing attached sensors measure various bio-signals using images taken through a visible camera. However, this method has various limitations. In order to maximize the effect of the non-contact medical system, it is necessary to accurately measure various bio-signals and make a diagnosis. However, most of the existing non-contact bio-measurement systems can measure single bio-signals such as heart rate, oxygen saturation, or

blood pressure. It is greatly affected by noise caused by the same external factors. In addition, most blood pressure measurement methods are calculated based on the pulse wave transmission time.

For this reason, physical contact is required, and blood pressure varies depending on the measurement site, showing low accuracy. Therefore, in this paper, a study was conducted on a system that can overcome the limitations of the existing non-contact bio-signal measurement system and provide high-accuracy bio-signals for diagnosis. In this study, we propose a bio signal measurement system using an IR camera that can reduce visible light noise. This system uses a light source outside the visible region to measure the amplified reflected light with an IR camera to calculate heart rate and oxygen saturation. In addition, through the difference in the measured reflected light, not only the heart rate and oxygen saturation but also the blood flow, which could not be measured with the existing system, could be measured. The system can measure blood pressure without physical contact by using the measured changes in heart rate, oxygen saturation, and blood flow.

Remote Bio Vision: Perfusion Imaging 기반 비접촉 자율신경계 반응 바이오신호 측정 시스템 및 알고리즘 연구

김 찬 일

계명대학교 대학원
의학과 의공학 전공
(지도교수 이 종 하)

(초록)

최근 들어 신종 바이러스 감염증으로 인하여 원격진료와 디지털 치료제와 같이 데이터를 기반으로 소프트웨어를 사용하여 질병을 예방하고 관리, 치료하는 비대면 의료 시스템의 필요성이 강조되고 있다. 이러한 경향에 맞춰 전통적인 센서를 통한 생체신호 계측을 대신한 다양한 방법들에 관한 연구가 진행되고 있다. 기존의 부착형 센서를 대신하기 위하여 개발된 시스템들은 Visible 카메라를 통하여 촬영된 이미지를 사용하여 다양한 생체신호를 측정하고 있다. 하지만 이러한 방식은 다양한 한계점을 가지고 있다. 비대면 의료 시스템의 효과를 극대화하기 위해서는 다양한 생체신호를 정확하게 계측하여 진단을 할 수 있도록 해야 하지만 기존의 비접촉 생체계측 시스템들은 대부분 심박수, 산소포화도 또는 혈압 단일 생체신호를 측정할 수 있게 되어있으며 이마저도 조명과 같은 외부요인에 의한 노이즈에 많은 영향을 받는다. 또한, 혈압측정 방식의 경우 대부분 맥파전달시간을 기반으로 계산하게 되어있다. 이 때문에 신체접촉이 요구되며 측정 부위에

따라 혈압이 변하는 등 낮은 정확도를 보인다. 따라서 본 논문에서는 기존의 비접촉 생체신호 측정시스템의 한계점을 극복하고 진단을 위하여 정확도 높은 생체신호를 제공할 수 있는 시스템에 대해 연구를 진행하였다. 본 연구에서는 가시광 노이즈를 줄일 수 있는 IR 카메라를 사용한 생체신호 측정시스템을 제안한다. 본 시스템은 가시광 영역 외의 광원을 사용하여 증폭된 반사광을 NIR 카메라로 측정하여 심박수, 산소포화도를 계산하도록 하였다. 또한, 측정된 반사 광량 차이를 통하여 심박수 산소포화도뿐만 아니라 기존의 시스템으로는 측정할 수 없었던 혈류량을 측정할 수 있도록 하였다. 시스템은 측정된 심박수 산소포화도 혈류량 변화를 사용하여 신체 접촉 없이 혈압측정이 가능하다. 또한, 본 연구에서는 생체신호/영상처리/영상 정보의 핵심 요소 기술의 고도화를 기반으로 통계적 방식, 앙상블 러닝, 딥러닝 기술을 활용한 연계 기술과 측정된 복합 생체신호를 사용하여 정략적 측정이 어려운 병변의 조기진단이 가능하도록 하였다.