

A Study on Digital Healthcare Optometry System Using Optometry DB

Do-Yeon Kim*, Jin-Young Jung**, Yong-Man Kim***, Koo-Rack Park****

*Student, Dept. of Computer Engineering, Kongju National University, Chungnam, Korea

**Professor, Dept. of Health and IT convergence, Daejeon Health Institute of Technology, Daejeon, Korea

***Ceo, MATICS Inc., Daejeon, Korea

****Professor, Dept. of Computer Science & Engineering, Kongju National University, Chungnam, Korea

[Abstract]

Recently, digital health care technology is spreading and developing in various fields. Therefore, in this paper, we realized that the field to which digital healthcare technology is not applied is the field of optometry, and implemented a digital healthcare optometry system for precise lens manufacturing. A device called Phoroceptor is used to manufacture the lens, and this device sets the lens by measuring the visual acuity of the person who requested the glasses. And when the person to be measured wears glasses, a device called a PD meter is used to align the pupil center and lens focus. However, there is a limit to the convenience of precise lens production and optometry due to the absence of a database and program that can accumulate and analyze the PD measurement error, inconvenience and error due to manual control of the Phoroceptor, and optometric information. Therefore, in this paper, PD meter design for more accurate PD measurement, Phoroceptor design and Phoroceptor control application design for automatic Phoroceptor control, and a database and analysis program that automatically set lenses using optometry information for each subject had been designed. Based on this, ultimately, a digital healthcare optometry system using an optometry database has been implemented.

▶ **Key words:** Phoroceptor, Monocular PD, Optometry, Ophthalmic Controller, Machine Control, Data Analysis

[요 약]

최근 디지털헬스케어 기술이 여러 분야로 전파되며 발전하고 있다. 그래서 본 논문에서는 비교적 디지털 헬스케어 기술이 적용되지 않은 분야가 검안분야라고 파악하여 정밀한 렌즈 제작을 위한 디지털 헬스케어 검안시스템을 구현했다. 렌즈를 제작하기 위해서는 프롭터란 기기가 사용되며 이 기기는 안경을 의뢰한 피측정인의 시력을 측정하여 렌즈를 세팅해 준다. 그리고 피측정인이 안경 착용 시 동공중심과 렌즈초점을 맞추기 위해 PD미터란 기기를 사용한다. 그러나 PD 측정 오차, 프롭터 수동제어로 인한 불편함 및 오차, 검안 정보를 축적하고 분석할 수 있는 데이터베이스와 프로그램의 부재로 정밀한 렌즈 제작 및 검안 편의성에 한계가 있다. 그래서 본 논문에서는 보다 정확한 PD 측정을 위한 PD미터 설계, 프롭터 자동제어를 위한 프롭터 설계, 프롭터 제어 어플리케이션 설계, 피측정인별 검안정보를 활용해 렌즈를 자동 세팅해 주는 데이터베이스와 분석 프로그램 설계를 통해 최종적으로 검안 데이터베이스를 활용한 디지털 헬스케어 검안기 시스템을 구현했다.

▶ **주제어:** 프롭터, 단안PD, 검안기, 검안용 제어기, 기계 제어, 데이터 분석

- First Author: Do-Yeon Kim, Corresponding Author: Koo-Rack Park
- *Do-Yeon Kim (kdy4922@naver.com), Dept. of Computer Engineering, Kongju National University
- **Jin-Young Jung (jyung@hit.ac.kr), Dept. of Health and IT convergence, Daejeon Health Institute of Technology
- ***Yong-Man Kim (sean.ymkim@gmail.com), MATICS Inc.
- ****Koo-Rack Park (ecgrpark@kongju.ac.kr), Dept. of Computer Science & Engineering, Kongju National University
- Received: 2021. 08. 13, Revised: 2021. 09. 24, Accepted: 2021. 09. 24.

I. Introduction

최근 정보통신기술의 발달이 모든 산업분야에 영향을 미치며 융합되고 있는 것이 현실이다. 그 중 의료기기에 정보통신기술이 융합된 디지털 헬스케어 산업분야가 각광 받고 있다. 그 중에서도 진단의료기기의 한 부분인 검안분야의 검안시스템의 경우 정밀한 측정을 요구하는 부분인데 반해 ICT, IOT 분야의 융합이 이루어지지 않고 있는 것이 현실이다.

안경을 최적의 상태로 맞추기 위해서는 눈의 상태에 따른 시력 검사 등의 안기능검사가 필요하다. 그러나 안경원 등에서 사용되는 검안 방법은 피측정인마다 차이가 조금씩 있다. 검안 방법으로는 타각적 굴절검사 기기인 자동안굴절력계(auto refractometer)로 측정한 값을 그대로 사용하는 방법, 자각적 굴절검사 기기인 포롭터(Phoropter), 통상적으로 포롭터와 연동되어 있는 단안PD 측정기, 시험렌즈 세트(trial lens set)를 사용하는 방법이 있다. 어떠한 검안 방법 및 기기를 사용하든 오차가 생길 수밖에 없다. 측정값을 기준으로 렌즈가 및 안경이 가공되기 때문에 오차를 최대한 줄이는 것이 핵심이고 발생한 오차는 정확히 파악하여 기록되어야 한다.

실제로 10세 ~ 60세 사이의 남성과 여성을 대상으로 안경 구매 행태 및 만족도 분석을 한 결과 안경 구매 시 45.6%라는 절반에 미치지 못하는 수치가 만족으로 나왔고, 정확한 안경처방을 위한 안경사에게 바라는 사항으로는 45.0%라는 수치로 가장 많이 선택하였다. 이것은 상당 부분 검안 시의 오차와 연관되어 있을 가능성이 상당히 높다.

피측정인은 검사기기의 측정값을 신뢰하여 처방을 내리고 렌즈 및 안경을 가공하게 된다. 그러나 검사기기의 측정값이 정확하지 않을 시 오차가 생겨 피측정인에게 저교정 또는 과교정이 될 수 있고 시험테와 시험렌즈로 검안을 할 때에는 원주렌즈와 구면렌즈의 중첩 순서에 따라 굴절력 차이가 있다.

포롭터 내부의 원주렌즈와 구면렌즈로 합성된 렌즈의 실제 측정된 굴절력이 실제 표기된 굴절력보다 작고 굴절력이 증가할수록 그 차이는 더 증가하므로 고도 근시 또는 근시성 난시에서 포롭터로 검안해 처방할 경우 과교정이 될 가능성도 있다. 안경사가 수동으로 매번 포롭터를 아날로그식으로 세팅해야 하는 번거로움과 그로 인한 오차 또한 발생하고 있다.

본 논문에서는 의료분야의 한 분야인 검안분야의 진단 의료기기인 검안기에 정보통신기술을 융합한 검안기를 설계하여 검안 측정이 정확하고 정밀하며 사용하기 편리한 측정 정밀도 향상 디지털 헬스케어 검안기를 구현하였다.

렌즈유닛이 내부에서 구동하도록 포롭터를 설계하여 포롭터의 움직임에 의한 측정인의 불편을 최소화하도록 구현함과 동시에 단안PD 측정의 오차를 최소화 할 수 있는 단안PD측정기를 설계 및 구현한다.

또한 측정된 정보가 있는 피측정인의 경우 내부 데이터 베이스를 활용 측정된 정보가 없는 피측정인의 경우 국가 시력통계 데이터베이스를 활용 분석하여 그 정보를 바탕으로 피측정인의 시력에 근사한 시력정보를 예측하는 시스템을 설계 및 구현하였으며, 마지막으로 포롭터 및 시력 예측 시스템을 제어 할 수 있고 예측 시력의 정보를 바탕으로 렌즈를 자동으로 세팅해 줄 수 있는 검안용 제어기를 안드로이드용 어플리케이션으로 설계 및 구현한다.

본 시스템을 통해 기존 검안시스템 대비 시력 예측 바탕으로 보다 정밀한 자동렌즈 세팅이 가능하게 되어 측정인의 정밀한 안경 및 콘택트렌즈 제작과 피측정인의 검안시스템 사용 편의성을 가져올 것이다.

II. Preliminaries

1. Related works

1.1 Digital healthcare trends

디지털 헬스케어는 스마트 헬스케어라고도 한다. 현재 까지 헬스케어는 의료기관(의사)을 중심으로 발전되어 왔다. 헬스케어 분야에서 의료기관이 통상적으로 정보를 만들고 이것을 기반으로 환자를 치료하는 역할을 해왔다.

그리고 의사가 환자를 치료할 수 있게 의료기관은 장소를 제공하고 생성된 정보들을 저장하며 관리하는 역할을 수행해 왔다. 여기서 환자는 수동적이고 의료기관에서만 저장된 정보를 확인 가능했다.

반면 현재까지의 헬스케어는 대응적, 사후적 헬스케어라고 한다면 현재 및 향후 트렌드는 미래 예측, 예방의학으로 변화되고 있다. 또한 환자 개개인의 특성에 맞춘 맞춤형학과 환자가 능동적으로 참여하는 참여의학의 형태로 나타나고 있다.

헬스케어의 패러다임 및 트렌드의 변화는 빅데이터가 많은 영향을 끼쳤다. 데이터 및 정보를 축적해야 건강증진 및 예방에 있어 맞춤형 의학을 통해 더 정확한 치료가 가능하기 때문이다. 그래서 현재까지 축적된 의료데이터 및 정보 외에 다양하고 많은 데이터를 축적할 필요성이 높아지고 있으며 최근에는 유전자 분석기술 발달로 유전정보의 확보에 시간과 비용의 낭비가 상당부분 줄었다.

또한 무선센서, 통신 속도, 스마트폰 등의 발달로 외부 활동데이터들의 확보가 상당히 간편해졌다. 이러한 데이터

및 정보의 중요성으로 인해 데이터 및 정보의 수집, 저장, 분석관련 기술들 또한 발달하고 있다. 여기에 정보통신기술을 접목한 스마트 헬스케어 즉, 디지털 헬스케어가 의료계의 핵심으로 각광받고 있다.

디지털 헬스케어는 축적된 데이터 및 정보를 기반으로 예방의학과 함께 포괄적인 헬스케어 서비스 분야로 빠르게 확장되고 발달하고 있다. 향후 헬스케어와 필수적으로 연관된 핵심기술로는 빅데이터, 인공지능, 메타버스, 정밀의료, 유전자분석, 예방의학, 재생의료 등이 있다[1].

현재까지는 관련 분야의 규제, 기술 문제 등으로 활용이 상대적으로 제약이 있으나 빠른 기간 내에 규제가 풀리고 기술이 발전함과 동시에 활용됨에 따라 맞춤형학과 예측의학 넘어 포괄적인 헬스케어 서비스 분야로 나아갈 것이다[2].

1.2 Types of mobile health care systems

본 절에서는 스마트헬스케어 시스템을 단순한 휴대용 시스템, 모바일 단일 센서 시스템, 분리형 모바일 복합 센서 시스템, 일체형 모바일 복합 센서 시스템 4개로 분류하여 각각의 대표적인 사례 2개와 본 시스템의 해당 분류 섹터와 차별점을 개략적으로 설명한다.

단순 휴대용 시스템의 경우 무선통신기능이 없으며 휴대하여 사용 하도록 되어 있는 시스템이다. 그리고 유선통신을 통해 측정 정보를 PC에서 확인할 수 있는 시스템도 있다. 대표적으로는 아래와 같은 2가지 시스템이 있다. 첫째 맥박과 산소포화도를 측정할 수 있는 휴대용 시스템으로 센서가 탑재된 집게 형태 부분과 측정된 값을 확인할 수 있는 PC가 케이블로 연결되어 있다. 소프트웨어가 탑재되어 있고 측정값이 이상이 있을 시 화면 또는 소리로 알람을 준다. 해당자료는 근거리 통신 기술을 이용하여 컴퓨터로 이동도 가능하다. 둘째 측정부분과 결과 값을 확인할 수 있도록 하나의 화면으로 되어있는 일체형의 휴대용 폐활량 시스템이다. 이 시스템은 마우스피스에 대고 숨을 쉬면 센서가 감지하며 측정정보를 바탕으로 9개의 값을 화면에서 확인할 수 있다. 이 시스템은 무선통신 기능을 제공하고 있지는 않으나 PC용 소프트웨어로 보조할 수 있다[3].

모바일 단일 센서 시스템은 단순 휴대용 시스템과 외관상으로 큰 차이점은 없으나 무선통신기능을 탑재하고 있어서 측정정보를 모바일 기능을 통해 외부로 전송할 수 있고 별도 소프트웨어를 통해 측정값을 확인할 수 있다. 모바일 기능으로 인해 정보공유가 용이해지면서 사용대상이 의료진에 한정되지 않고 일반인 사용도 고려하고 있는 시스템이다. 대표적으로는 아래와 같은 2가지 시스템이 있다. 첫째 스마트폰 또는 태블릿에 부착해 사용할 수 있는

시스템으로 두 개의 전극에 손가락을 대면 심전도를 측정할 수 있고 어플리케이션을 통해 결과를 확인할 수 있다. 어플리케이션을 통해 측정값의 정상 유무 또는 심방세동 등과 같은 심장 이상 유무를 알려주며 해당자료를 의료진과 공유할 수도 있다. 둘째 산소포화도를 측정할 수 있는 시스템이다. 작은 집게 형태로 센서를 이용하여 맥박과 산소포화도를 측정하여 화면에서 측정 수치를 확인할 수 있으며 어플리케이션과 블루투스 통신을 통해 측정값이 기록된다. 그러나 이상 유무를 감지하여 알람을 주고 저장된 기록을 분석해서 정보를 제공하지 않고 측정된 수치를 보여주기만 한다[4-5][13].

분리형 복합 센서 시스템의 경우 여러 개의 센서가 탑재되어 여러 생체신호를 함께 얻을 수 있어 정보의 연계 분석으로 보다 많은 정보를 도출할 수 있다. 이러한 복합 센서 시스템의 경우 하나의 본체 또는 스마트 기기를 바탕으로 각 기능별 시스템을 연결해서 사용한다. 대표적으로는 아래와 같은 2가지 시스템이 있다. 첫째 하나의 스마트 기기를 바탕으로 청진 벨과 막대 모양 비접촉 체온계를 연동해서 사용할 수 있는 시스템이다. 스마트 기기와 청진 벨은 유선으로 연결되고 체온계는 블루투스 통신을 이용해 측정값을 전송할 수 있다. 어플리케이션에서 결과를 확인할 수 있고 청진음을 통해 폐렴, 천식 등 가능성이 있는 질병 정보를 알려주며 체온과 더불어 심박수, 호흡률이 정상 범주에 있는지를 알려준다. 이 시스템의 경우 의료진보다 일반인, 홈케어 사용을 주된 목적으로 한다. 둘째 태블릿 PC같은 형태로 심박수, 심전도, 체온, 혈압, 혈당을 측정할 수 있는 센서들이 내장되어 각 센서들을 통해 측정된 정보를 기반으로 30여개의 임상지표를 알려주는 시스템이다. 이러한 정보들은 시스템 내부에도 저장되고 유무선 통신으로 클라우드에도 저장된다. 본 시스템 또한 정보를 보여주고 축적하는 시스템으로 분석을 바탕으로 다른 결과 값을 내거나 예측해 주지는 않는다[6][14].

일체형 모바일 복합 센서 시스템의 경우 여러 센서들이 하나의 본체에 내장되어 있고 분리형과 비교하면 간편하고 다양한 생체 정보를 얻을 수 있다. 대표적으로는 아래와 같은 2가지 시스템이 있다. 첫째 밴드를 이용해 가슴 부위에 착용하는 웨어러블(Wearable) 형태의 시스템이다. 시스템 내 센서들을 이용해 활동량, 스트레스 지수, 심전도, 심박, 체온, 호흡률을 측정할 수 있다. 착용 형태로서 활동에 있어 제약이 없으며 지속적인 관찰과 측정이 가능하다. 시스템에서 측정된 생체 신호는 블루투스 통신을 통해 스마트 기기에 탑재된 어플리케이션에 저장된다. 어플리케이션은 측정된 값과 파형을 보여주는 것에 한정되거나 모바일 혈압계, 저울 등의 다른 제품들과 연동해서 사용할

수 있다[15-17]. 둘째 작은 원형 형태로 손가락으로 잡고 관자놀이 부위에 약 10초간 접촉하면 산소포화도, 혈압, 체온, 심박을 한 번에 측정할 수 있는 시스템이다. 측정 정보는 블루투스 통신을 통해 스마트 기기에 탑재된 어플리케이션으로 전송되며 각각의 수치가 정상적인 범주에 있는지와 이상 유무를 알려준다[19-20].

위에서 알아본 것과 같이 모바일을 연동한 디지털 헬스케어 시스템들은 단순 소형화를 통한 시스템부터 착용 가능한 웨어러블(Wearable) 형태의 시스템까지 개발되었고 센서를 이용하여 생체 정보를 획득할 수 있다. 또한 여러 센서들을 이용해서 다양한 생체신호를 한 번에 측정하여 스마트 기기와 연동해서 측정된 정보들을 실시간 또는 지속적으로 알려준다. 그러나 소프트웨어 측면에서 보면 몇몇 시스템들을 제외하고는 측정값을 그대로 보여주고 설정해 놓은 기준에 따라서 이상 유무를 알려주는 단순측정 분석에 한정되어 실제 효용성, 확장성, 연계성 등 바탕의 고도화 측면에서 지지부진한 것이 현실이다. 그러나 본 연구에서 구현한 스마트헬스케어 검안 시스템의 경우 분리형 복합 센서 시스템의 형식을 취하며 검안기와 모바일 어플리케이션을 합친 형태이다. 뿐만 아니라 검안 수치를 단순 측정하고 데이터를 축적하는 데에 그치지 않고 축적된 데이터를 분석하여 시력을 예측하여 세팅해주는 단계까지 구현하여 분리형 복합 센서 시스템과는 차별화 된다.

1.3 Optometry system measurement principle

보통사람의 굴절상태를 측정하려면 적외선을 사용한 검안기를 사용한다. 원리는 동공으로 적외선 두개가 들어가면 한개는 2mm 보다 크게 나머지 한개는 2mm 보다 작게 들어간다. 각각 빛 형태는 망막의 슬릿 모양으로 이뤄진다.

막과 렌즈에서 형성된 좁은 빛은 틈새모양으로 초점이 맞았을 때 겹치도록 배열된다. 조절반응이 시작되면 시력은 증가하며 망막에 맺힌 상은 분리된다[2-3][5]. 영(Young's)의 검안기 기초 원리가 이것이다.

빛의 갈라짐 현상은 망막으로부터 반사된 빛이 동공을 통과해 모여 관측된다. 다음 맞춤렌즈를 이용하여 황화 광센서에 초점을 맞춘다. 두개의 수평 직사각형 광감각영역이 자리를 잡아 실제의 망막 이미지는 센서 두 곳의 광감각영역에 걸치게 된다. 광각센서에 조사되는 것이다.

그리고 망막 이미지 분리는 카메라 센서에 의해 이미지 분리가 된다. 만약 망막 이미지가 어긋나게 되면 이미지 센서의 신호도 어긋난다. 이러한 분리를 감지하기 위해 좁은 입사빛은 400C/S로 차단된다. 맞춤형 구획이 나뉜 원형 휠과 두개의 광감각영역을 지닌 전극으로 이뤄진 방법으로 좁아진 입사빛을 차단한다. 두개의 광감각영역 이미지 분리로

방출되는 브릿지 회로로 연결돼 있다. 신호가 붙고 떨어지고를 신호로 잡는 것이다. 브릿지 회로에서 들어온 교류신호는 변조주파수에 맞게 증폭되고 이것은 감시시스템의 신호 대 잡음의 비율을 개선하는데 도움을 준다[4-5].

증폭되어진 신호는 적절한 필터를 거쳐서 정류되고 적절한 신호로 통과한다. 여기에서 800c/s로의 변조와 이에 따른 직류전압은 대기전위가 제거된 후에 펜레코더를 활성화 하는 것에 사용된다. 전기적 필터는 0-5c/s영역의 주파수를 기록하기 위해 소리개 역할을 하고 이런 광학 및 전기전자 시스템 설계와 조정에는 많은 주의가 요구되어진다. 이것만이 검안기의 적절한 감도를 보장하는데 아주 적은 비율의 빛만이 눈으로 들어가 망막에 반사가 된 후에 눈동자를 통해서 사라지기 때문이다.

황화납 광전지는 1영역에서 적외선 에너지에 민감하며 적외선 필터는 두개의 좁은 빔경로에 배치한다[6]. 피검자는 측정빛을 느낄 수 없다. 잘 제어된 시스템이 사용되기 때문에 검안기는 눈의 작은 움직임들에 민감하지는 않다. 이런 작은 움직임들은 광센서에서 동일경로로 움직이며 광센서에서 동일하게 떨어지는 약한 광선이므로 눈의 작은 움직임들에는 민감하지는 않은 것이다.

임의의 결과가 생성되지 않고 어떤 방향이라도 2도까지 움직임을 나타내도록 검사가 수행된다. 큰 눈의 움직임과 눈 감김 때문에 발생하는 인공적인 결과는 쉽게 인식된다. 눈, 안구내부 혈류로 인한 맥동의 변화와 호흡으로 인한 머리 움직임 모두 인위적 기록을 유발한다. 그러나 심장박동과 호흡으로 인한 움직임이 동시에 기록되면 이들의 상관은 없다[7-8].

1.4 PD measuring system measuring principle

PD 측정은 원용 PD 측정과 근용 PD 측정 두 가지로 나뉜다. 원용 PD 측정은 먼저 피측정인이 측정인과 마주보도록 하고 피측정인의 눈앞에 안경자를 가져다 댄 후에 피측정인에게 측정인의 좌안을 보도록 하게 하고 측정인의 우안을 감은 상태에서 안경자의 기준눈금을 피측정인의 우측 동공중심과 일치시킨다.

다음으로 이 상태에서 피측정인에게 측정인의 우안을 보도록 하게 하고 측정인의 좌안을 감고 피측정인의 좌안 동공중심과 일치하는 안경자의 눈금을 읽는다. 교대성 사시안의 경우에는 측정되지 않는 눈을 가려주는 것에 차이가 있고 마비성 사시안의 경우에는 좌안 외안각으로부터 우안 내안각 또는 좌안 내안각으로부터 우안 외안각 사이 거리를 측정해 원용 PD로 대체한다.

근용 PD 측정에 있어서는 먼저 측정인과 피측정인이 근작업거리 약 30~40cm 정도만큼 떨어져서 마주 본 후에 피

측정인에게 측정인의 정중앙에 자리한 코 또는 주시물체를 보도록 하고 이 때 피측정인의 시선이 대칭적으로 쪽주 되도록 한다. 그 다음 안경자를 피측정인의 각막 정점에서 12mm 떨어진 곳에 위치시킨다. 대부분을 차지하는 근용 PD 측정 공식은 다음과 같다[9].

$$\text{근용 PD}(d) = \text{PD} \times \frac{d-12}{d+12} \quad (\text{단, } d \text{는 근작업거리}(mm) \text{임})$$

위에서 언급한 PD 측정 방법은 안경자에 의한 측정 방법으로 원시적인 방법이지만 하나, 가장 정확한 수치를 계산 할 수 있다. 현재에는 안경자에 의한 측정 원리를 대입한 디지털 PD 측정기를 안경자에 의한 방법과 혼용하여 사용하고 있다.

1.5 Phroptor structure

프롭터의 내부구조는 수동포롭터와 자동포롭터 사이에 차이가 있고 제조사별로 차이를 보인다. 포롭터는 원주렌즈와 구면렌즈 및 특수렌즈들이 장착되어 있는 디스크가 내장되어 있다. 8~12개의 렌즈가 장착되어 있는 디스크가 회전을 하며 디스크에 장착된 렌즈들이 중첩되어 합성굴절력을 만든다[10].

고도근시를 제외한 약식 수동포롭터의 경우 구면렌즈 디스크 2매와 원주렌즈 디스크 2매 그리고 특수렌즈 디스크 1매로 구성되어 있고 일반적 수동포롭터와 자동포롭터의 경우 구면렌즈 디스크 3매와 원주렌즈 디스크 2매 그리고 특수렌즈 디스크 1~2매로 구성된 제품이 대표적이다. 구면렌즈 디스크의 경우에는 (+), (-) 두 종류가 존재하고 원주렌즈 디스크의 경우에는 (-) 디스크만 존재하며 (+) 구면렌즈 디스크와 중첩되어 (+) 원주렌즈를 만든다[11].

포롭터에 장착되어 있는 특수렌즈는 크로스실린더, 로터리프리즘, 편광렌즈, 적녹렌즈, 핀홀렌즈, 차폐렌즈, 마독스로드 등이 있으며 경우에 따라 최대 7매까지 중첩될 수 있고 제조사에 따라서 디스크에 장착되어 있는 렌즈 도수 및 종류, 디스크 사이의 간격 등에 차이가 있을 수 있다. 일반적인 포롭터의 내부 구조는 Fig. 1.과 같다[12].



Fig. 1. Propter internal structure

III. The Proposed Model

본 논문에서는 축적된 내부 데이터베이스를 바탕으로 기존 측정인의 정보를 분석하거나 국가시력통계 데이터베이스를 바탕으로 정보가 없는 측정인의 시력을 예측하고 렌즈를 자동 세팅해 주는 시스템과 단안PD 측정의 오차를 줄일 수 있는 시스템을 설계 및 구현했다. 그리고 위에서 언급한 시스템을 제어 할 수 있는 안드로이드용 어플리케이션을 구현했다. Fig. 2. 의 전체적인 구성 메뉴를 바탕으로 하여 시스템을 설계 및 구현했다. 하드웨어는 먼저 프롭터 초기 설계모델을 대상으로 구조해석을 했다. 다음으로 렌즈파워와 PD 유닛을 설계 및 구현하고 각각 6개의 렌즈유닛을 가지는 렌즈디스크 설계 및 구현했다. 다음으로 렌즈디스크의 회전구동을 위한 모터 조립체인 모터브라켓과 모터브라켓과 디스크유닛의 조립체인 렌즈유닛을 설계 및 구현했다. 마지막 단계로 PD 유닛과 좌우 렌즈유닛의 결합으로 바디 조립체를 구현하고 PD 측정창과 코받침을 조합하여 설계 및 구현한다.

소프트웨어 및 소프트웨어 제어 부품 설계로는 먼저 프롭터 제어 및 통신을 위한 H/W로 MCU, 스텝모터 드라이버 IC는 통신모듈 및 무선 Blue Tooth 모듈을 구성했다. 그 다음으로 모터제어를 위한 Body Firmware를 설계 및 구현하여 MCU에 설치하였다. 그 다음 검안기 제어를 위한 안드로이드용 어플리케이션을 자바 JDK(java Development Kit), 안드로이드 스튜디오 IDE 및 안드로이드 SDK 및 Postgresql DB를 사용하여 구현했다. 위의 구현한 시스템의 구동 프로세스는 다음과 같다. DB에 쌓인 고객정보, 시력정보를 바탕으로 기존 측정인의 신상정보 또는 신규 고객정보를 어플리케이션에 입력한다. 저장된 내부 데이터베이스를 분석한 예측 시력정보 또는 국가시력통계 데이터베이스를 계산식에 의해 보정하여 분석한 예측 시력정보 데이터를 프롭터에 설치되어 있는 통신모듈을 통해 MCU로 보낸다. MCU에 설치된 제어기능에 의해 받은 데이터에 맞게 검안기 렌즈유닛이 실시간으로 자동 세팅된다. 위에서 설계 및 구현한 시스템의 주요 기능인 렌즈조정 및 세팅, 데이터베이스 분석을 포함한 모든 기능들은 검안용 제어기 안드로이드용 어플리케이션을 통해 제어되도록 최종 설계 구현했다.

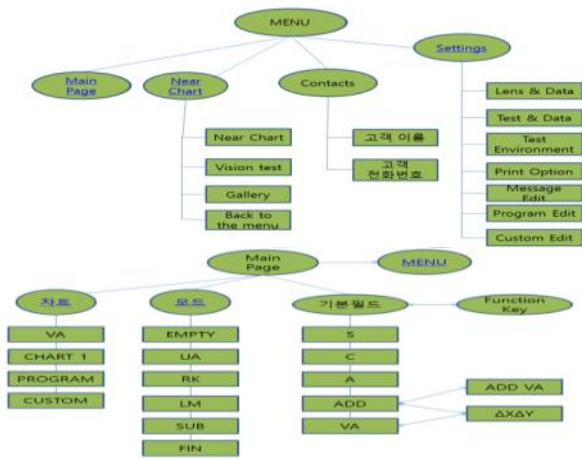


Fig. 2. App menu function for optometric control

다음에 이어지는 1.1절에서는 먼저 검안기 시스템을 설계 및 구현하고 1.2절에서 MCU에 펌웨어를 심는 과정 및 시력정보 분석 및 예측 방법을 포함한 검안기 제어 시스템을 단계적으로 설계 및 구현했다.

1.1 Optometry system design and implementation

검안기 초기 설계모델을 대상으로 기계 구조해석에 쓰이는 대표적인 솔루션인 Solidworks 유한요소 해석 tool을 사용하여 구조해석을 했다. 초기모델 해석 결과 고유진동수가 15Hz로 낮게 나왔다. 원인을 분석하여 PD 유닛과 렌즈유닛을 연결부와 PD 유닛의 프레임으로 보강하였다. 그 방법으로는 연결부 유격을 최소화하고 Pin 직경을 키웠고 PD 유닛 프레임의 중간부에 보강용 Block을 추가하였다. 그 결과 Fig. 3.와 같이 강성 분석, 고유진동수 해석(56Hz) 및 자중해석을 통해 구조안정성을 확인했다.

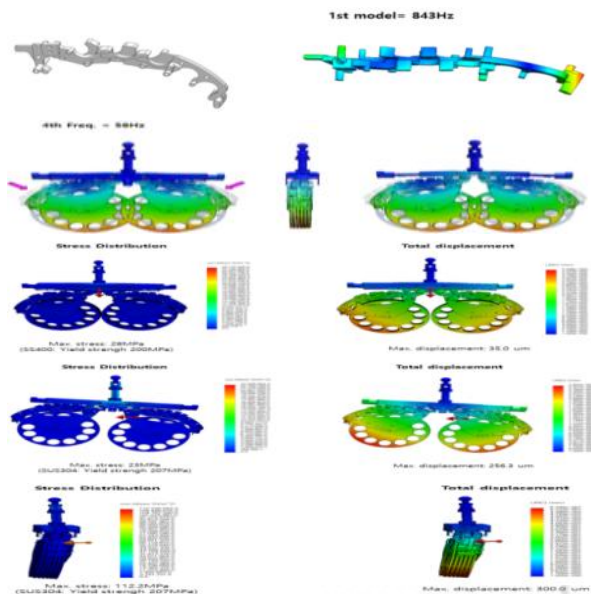


Fig. 3. Analysis result after reinforcement

두 번째로 렌즈파워를 설계 및 구현했다. 구면렌즈 조절 범위는 -29D ~ +26.75D(Diopter)이고, 구면렌즈 최소 조절단위는 0.12D, 0.25D 단위로 2~3개의 구면렌즈 조합에 의해 표현된다. 렌즈 조합의 합성구면력은 Fig. 4.를 이용하여 구했다.

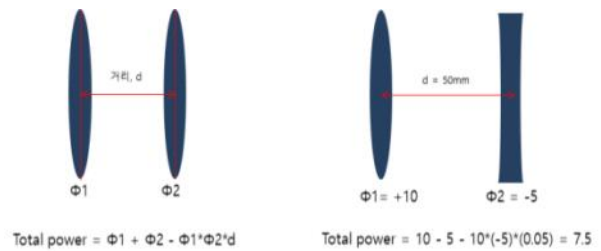


Fig. 4. Power calculation of compound lenses

렌즈 조합 방식은 #1 디스크에는 S+3, 6, 9, 12, 15D, S-3, -6, -9, -12, -15, -18D 렌즈가, #2 디스크에는 S+0.25, 0.5, 0.75, 1.0, 1.25, 1.5, 1.75D, S-0.25, -0.5, -0.75, 1.0D가 있다. #6 디스크에는 S+10D가 장착되어 있어 S+의 경우 +17D부터 조합되기 시작하고, S-의 경우 -19.25D부터 조합되기 시작한다. 소프트웨어 조작으로 #3 디스크에 있는 0.12D로 더 정밀한 조합을 만들 수 있다. S+의 경우 1.75D까지 #2 디스크가 회전하며 값을 맞추고, 2D 이후부터 #1 디스크와 조합하게 되는데 예시로 2D는 #1 디스크의 3D + #2 디스크의 -1D의 조합으로 나온다. S+는 #1, #2디스크로 나올 수 있는 최대값이 16.75(15+1.75)이기 때문에 S+17D부터 #6 디스크의 10D를 추가하여 S+26.75까지 값을 측정 할 수 있다. S-는 반대로 -19D(-18-1.0)까지 가능하기 때문에 -19.25D부터 -10D가 들어가게 된다. 측정방법은 검안기 소프트웨어를 사용하여, 임의의 렌즈값을 입력한 다음 검안기의 렌즈 조합을 실행한다. 이 때, 소프트웨어에 입력한 값과, 렌즈미터의 값을 비교하여 그 오차를 백분율로 나타낸다. 오차값이 Fig. 5.와 같이 2% 이상으로 넘어가지 않아야 한다.

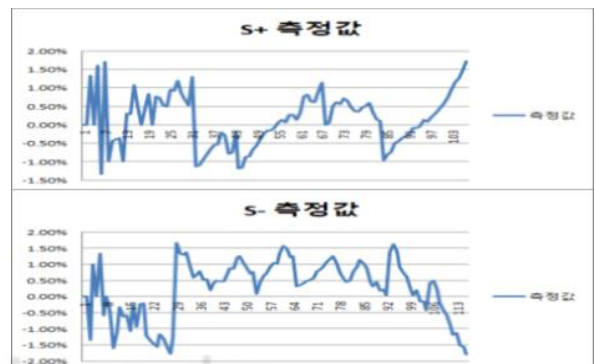


Fig. 5. actual measurement graph

세 번째로 Fig. 6와 같이 PD 유닛을 설계했다. PD 유닛은 렌즈유닛을 수평방향으로 이동하여 PD(Pupil Distance)를 조절하는 기능을 하고 근거리 시력검사를 위한 렌즈유닛의 폭주각을 형성하는 구조를 가진다. PD 조절을 위해 L, R 개별 구동모터를 대입하고, 스크류 회전에 의해 PD 거리를 조절한다. 구동모터는 스텝모터를 대입하고 원점확인을 위해 포토센서를 대입했다. PD 조절 오차를 줄이기 위해 PD모터와 스크류를 직결로 설계했다.

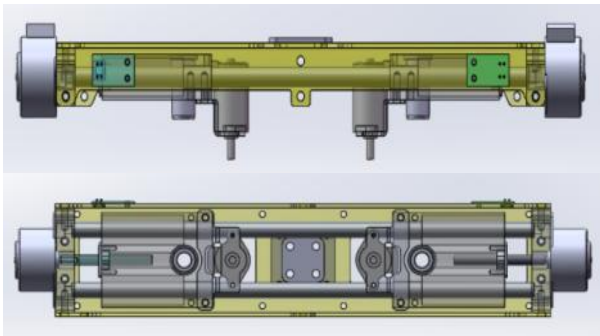


Fig. 6. PD unit design data

네 번째로 디스크렌스를 설계 및 구현했다. 좌우 각각의 렌즈유닛은 6개의 렌즈디스크를 가진다. 구면렌즈 조절을 위한 디스크 #1, #2 와 기능검사를 위한 보조렌즈 디스크 #3, 원주렌즈 조절을 위한 디스크 #4, #5 와 프리즘검사 및 크로스실린더 검사를 위한 디스크 #6으로 설계 및 구현했다. 또한 렌즈를 디스크에 부착하기 위해 정량주입기를 이용해 UV 접착제를 주입하고, UV경화기, 렌즈미터를 이용하고 Align하여 렌즈 디스크를 설계 및 구현했다. #1, #2, #3, #4, #5, #6 총 6개의 개별 디스크 렌즈의 구성은 Fig. 7.과 같다.

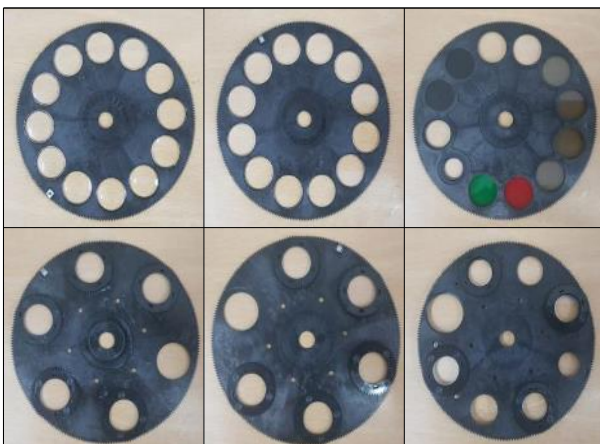


Fig. 7. Disk implementation picture

1) #3 디스크 설계 및 구현

좌우 각각의 지그가 있으므로 구분해서 구현하고 편광필름은 측면에 수평기준면이 있어 조립도에 따라서 수평기준면을 45°, 135°로 맞추어 구현했다. 각도는 지그위에 써져있기 때문에 기준면을 맞췄다. 편광필름을 조립할 때는 빛을 비추며 렌즈를 돌려 가장 어두울 때 UV접착했다. RF는 그냥 접착했고 GF는 투광검사를 통해 각도를 찾고 접착했다. 그 다음으로 투광검사를 했다. MR렌즈 접착은 L은 수직, R은 수평으로 하여 MR렌즈와 지그가 평행선으로 맞춰 접착했다. 이 때 검안사측이 MR렌즈의 평편한 면이 보이도록 구현했다. L 디스크의 10Δ렌즈는 아래 그림과 같이 좌측 180°에 맞춰준 후 접착하여 렌즈의 높은 면이 환자 측 기준코 방향에 있도록 구현했다. R 디스크 6Δ 렌즈는 아래 그림과 같이 상단 90°로 맞춰준 후 접착하여 렌즈의 높은 면이 환자 측 기준 위 방향에 있도록 구현했다. CCx0.5 렌즈는 아래 그림과 같이 90°에 맞추어 접착하여 구현했다.

2) #4, #5 디스크 설계 및 구현

#4, #5 디스크에 들어가는 렌즈는 렌즈 홀더가 기본적으로 필요하다. 렌즈홀더 뒷면에는 양각으로 된 기준점이 있기 때문에 렌즈홀더 지그의 홀과 일치시켜 주어야 한다. 렌즈홀더와 지그를 일치시켜 준 뒤 렌즈미터에 올려 렌즈를 180°에 맞춰 접착했다. 각각 렌즈와 렌즈홀더를 접착시켜 준 뒤 렌즈 장착이 완료 된 #4, #5 디스크를 준비한다. 먼저 아래 그림과 같이 #5 디스크 환자측면에 DISK PIN 14와 T120 기어, 베어링을 넣어준 뒤 검안사 측면에는 스톱퍼를 체결한다. 준비가 끝나면 방향을 구분하여 지그 위에 올려준다.

3) #6 디스크 설계 및 구현

#6 디스크는 다른 도면들과 다르게 검안사 측으로 보기 때문에 조립에 유의해야 한다. 듀얼 프리즘은 아래 사진과 같이 지그에 Dual로 표시되어 있는 부분에 지그를 넣어준 뒤 렌즈 조립 시 동일하게 작업위치 까지 렌즈를 옮긴 후 핀을 꽂아 렌즈홀더만 돌려 조절한다. 지그에 표시된 선이 수직으로 봤을 때 렌즈를 통과해 두 개로 나뉘어져야 한다. #6 디스크는 PD각도를 제외하면 렌즈 장착이 동일한 디스크이다. 따라서 10Δ렌즈는 L, R 동일한 방법으로 제작하면 된다. 하단 좌측 그림과 같이 검안사측 기준 렌즈의 높은 부분이 검안 위치에서 왼쪽으로 높게 해야 한다. 렌즈미터 기준 왼쪽으로 180°에 근접하게 작업한다. 디스크의 방향에만 유의해서 동일하게 작업하면 되기 때문에 방향만 구분하여 맞추어 준다. PD장착을 위해 PD전용 지그 방향을 확인한 후 작업위치에 가져간다. 작업위치에 수평지

그를 사용해 아래 그림과 같이 PD렌즈와 평행선을 이루도록 하여 UV 접착한다.

최종적으로 6개의 디스크를 Fig. 8.와 같이 어셈블리하여 설계 및 구현했다. 렌즈 디스크는 회전운동을 위해 스톱니들베어링을 디스크 사이에 조립한다. 100um, 200um, 300um 의 스페이서를 이용하여 렌즈의 위치를 정밀하게 조절한다.

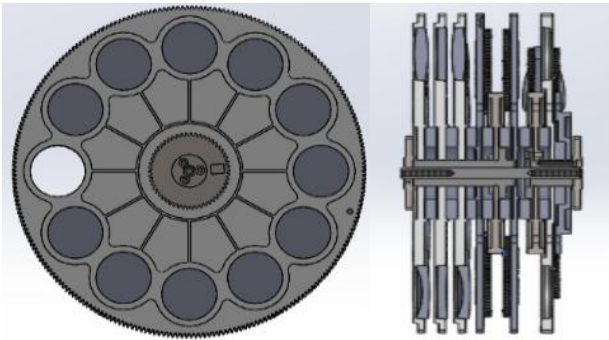


Fig. 8. Disc assembly design front and side data

다섯 번째로 모터브라켓을 설계 및 구현했다. 모터브라켓은 렌즈디스크의 회전구동을 위한 모터 조립체이다. 모터의 정밀한 위치결정의 위해 브라켓을 다이캐스팅으로 설계하였다. 모터와 렌즈 디스크 사이에서 동력전달을 하는 아이들 기어의 소음을 방지하기 위해 아이들 기어의 재질을 탄성이 좋은 PE(Polyethylene) 레진을 사용하였고, 기어 흔들림 및 진동 방지를 위해 End Stopper를 탄성고무링으로 설계 및 구현했다.

여섯 번째로 렌즈유닛을 Fig. 9.과 같이 설계 및 구현했다. 렌즈유닛은 모터브라켓과 디스크유닛의 조립체이다. 정밀기어의 조립체로 기어의 클리어런스 조절에 따라 소음의 차이가 크게 발생한다. 레이저 가공을 통해 부품의 정밀도를 높이고 절곡을 배제하여 조립 오차를 최소화도록 설계 및 구현했다.

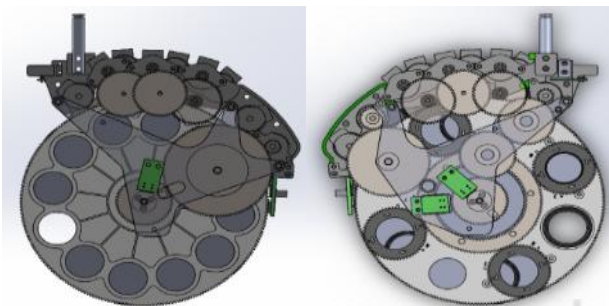


Fig. 9. Lens unit assembly design front and rear data

마지막 단계로 PD 유닛과 좌우 렌즈유닛의 결합으로 바디 조립체를 구현하고 각각 구동모터의 원점을 확인하기 위한 센서 튜닝을 한 후 측정장 위치에 맞게 케이스, VD 측정창과 코발침을 알맞게 조합하여 설계 및 구현하다.

1.2 Controller system design and implementation

첫 번째로 검안기 제어 및 통신을 위한 H/W를 기성제품으로 구성하여 설계 및 구현했다. MCU는 Atmel사의 ATXMEGA128A1 Chip로 구성했으며 스텝모터 드라이버 IC는 Allegro사의 A3983SLPT Chip으로 구성했고 통신 모듈은 유선 RS-485와 무선 Blue Tooth 모듈을 병행하여 구성해 설계 및 구현했다. Body Firmware는 ATXMEGA128A1 Chip에 설치되었으며 렌즈유닛모터 제어는 Fig. 10.을 이용하여 구현했다. 렌즈유닛의 경우 6개의 렌즈가 달린 3개의 디스크는 60도씩 회전할 수 있도록 12개의 렌즈가 달린 디스크는 30도씩 회전할 수 있도록 firmware를 구현하였고 아래에서 구현한 어플리케이션을 통해 제어할 수 있도록 설계 및 구성하였다. 아래에서 구현한 제어용 소프트웨어의 신호를 받아Body 구동(렌즈유닛 원격 세팅 등)에 사용되며 스텝모터의 소음 및 탈조 방지를 위한 최적의 드라이브 조건을 설정 할 수 있도록 설계 및 구현했다.

```

import <SoftwareSerial.h>           BTSerial.begin(9600);
import <Stepper.h>                  myStepper.setSpeed(22);
                                     pinMode(Button, INPUT);

int TxPin = 2;                       }
int RxPin = 3;                       }
int Button = 7;                       }
int stepsmotor = 1024;               }
SoftwareSerial BTSerial(TxPin, RxPin);

Stepper myStepper(stepsmotor, 8, 10, 9, 11);
void setup()
{
  BTSerial.begin(9600);
  myStepper.setSpeed(22);
  pinMode(Button, INPUT);
}

void loop()
{
  if (digitalRead(Button) == LOW){
    while(digitalRead(Button) == LOW);
    myStepper.step(stepsmotor);
  }
  if (BTSerial.available())
  {
    char cmd = (char)BTSerial.read();
    if(cmd == '1') {
      myStepper.step(stepsmotor);
    } else if(cmd == '2') {
      myStepper.step(-stepsmotor);
    } else if(cmd == '3') {
    } else if(cmd == '0') {
    }
  }
  if (BTSerial.available())
}
    
```

Fig. 10. Lens unit motor control source

두 번째로 검안기 제어를 위한 어플리케이션을 설계 및 구현했다. 개발 및 개발환경은 자바 JDK(java Development Kit), 안드로이드 스튜디오 IDE 및 안드로이드 SDK를 사용하여 구현했다. 초기 개발 단계에서 검안기 제어용 어플리케이션을 위한 UI를 Fig. 11.과 같이 설계 및 구현했다.

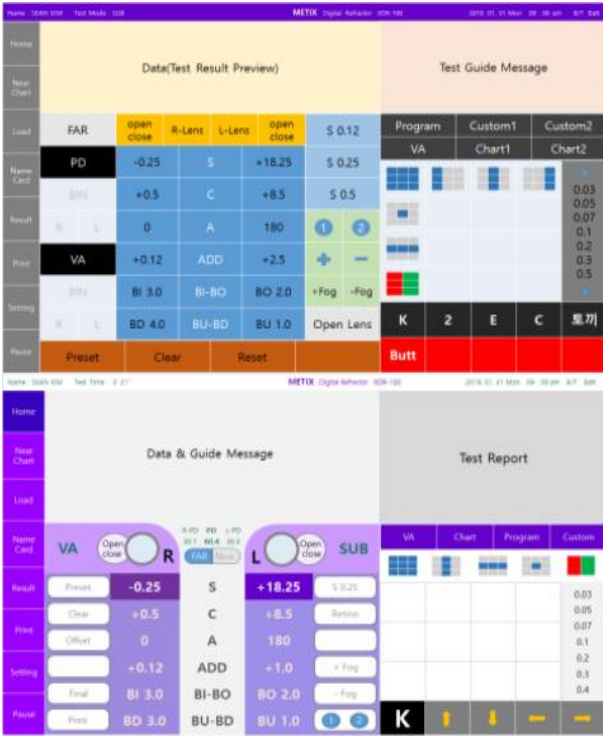


Fig. 11. Initial UI design



Fig. 13. Change UI design

초기 개발 이후 UI수정, 데이터/가이드 팝업창 추가, 토글버튼 추가 등 수정작업을 거쳐 Fig. 12, Fig. 13과 같이 UI 디자인을 변경설계 및 구현했다.

세 번째로 데이터분석을 위한 데이터베이스를 Fig. 13과 같이 Postgresql을 활용하여 설계 및 세팅하고 내부 데이터베이스 및 국가시력통계 데이터베이스 정보를 백데이터로 하여 예측할 시력정보를 변수로 설정한다. 그 다음 시력정보 백데이터를 이용하여 변수를 Fig. 13과 같이 계산하고 Fig. 13 정보를 이용하여 표준 나안시력 단위를 표준 근시도수 단위로 단위환산하여 보정한다. 원시도수의 보정은 Fig. 13의 나안시력을 +로, 근시도수 값을 -로 하여 위와 똑같이 계산, 단위환산하여 보정한다.



Fig. 12. Data/Guide pop-up screen

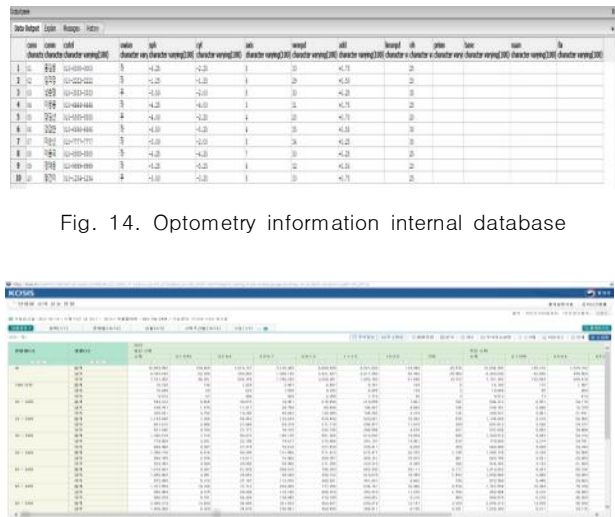


Fig. 14. Optometry information internal database

Fig. 15. National eyesight statistics database

Table 1. Predictive vision formula

myopia	visual acuity	corrected visual acuity
없음	국가통계시력정보 DB	해당 연령별 인구수가 많은 시력순위를 오름차순으로 Table 1. 을 이용하여 보정해서 활용
1개	내부 DB	최근 근시도수로 세팅
2개 이상	내부 DB	$\frac{\sum_{n=2}^k f(n) - f(n-1)}{k-1}$ $k = \text{저장된 시력정보갯수}$ $f(n) = \text{최근도수}$ $f(n-1) = \text{최근직전 도수}$

Table 2. Lens power-naked vision correction table

myopia	visual acuity	corrected visual acuity
-1.00 Diopter	0.36 ~ 0.45	1.0 ~ 1.2
-1.50 Diopter	0.25 ~ 0.35	1.0 ~ 1.2
-2.00 Diopter	0.17 ~ 0.24	1.0 ~ 1.2
-2.50 Diopter	0.12 ~ 0.17	1.0 ~ 1.2
-3.00 Diopter	0.09 ~ 0.12	1.0 ~ 1.2
-3.50 Diopter	0.08 ~ 0.11	1.0 ~ 1.2
-4.00 Diopter	0.07 ~ 0.10	1.0 ~ 1.2
-4.50 Diopter	0.06 ~ 0.09	1.0 ~ 1.2
-5.00 Diopter	0.05 ~ 0.08	1.0 ~ 1.2
-5.50 Diopter	0.04 ~ 0.07	1.0 ~ 1.2
-6.00 Diopter	0.03 ~ 0.06	1.0 ~ 1.2
-7.00 Diopter	0.02 ~ 0.04	1.0 ~ 1.2

검안 데이터베이스의 테이블을 활용하여 검안자의 측정된 시력정보를 분석하고 그 시력 정보를 바탕으로 프롭터에 세팅할 시력을 예측하는 방법은 Fig. 13과 같이 자바 프로그래밍을 통해 구현했다. Fig. 13의 소스는 Table. 1과 Table. 2의 계산식에 의한 시력정보 분석 코드, 분석정보 바탕의 예측시력 추출 코드를 보여준다.

```

// Main static with main(String[] args) {
    System.out.println("Process START !!!");
    System.out.println("Data Set");
    List<Map<String, Object>> resultList = new ArrayList<>(); // DB
    Map<String, List> map = new HashMap<>(); // DB

    System.out.println("DB Select OK");
    List<Map> dataList = getData();

    System.out.println("Data Extraction OK");

    // DB
    List<Map> dataList = new ArrayList<>();
    Map data = dataList.get(0);
    String name = data.get("name");
    double cyl = data.get("cyl");

    System.out.println("Data name : " + name + ", cyl : " + cyl);
    if (map.get(name) != null) {
        List<Map> history = map.get(name);
        history.add(data);
    } else {
        List<Map> history = new ArrayList<>();
        history.add(data);
        map.put(name, history);
    }

    Iterator<String> it = map.keySet().iterator();
    List<List> resultList = new ArrayList<>();
    String key = it.next();
    System.out.println("key : " + key);
    List<Map> history = map.get(key);
    double sum = 0;
    double beforeCyl = 0;
    double lastCyl = 0;
    for (int i = 0; i < history.size(); i++) {
        List<Map> history = map.get(key);
        double sum = 0;
        double beforeCyl = 0;
        double lastCyl = 0;
        for (int i = 0; i < history.size(); i++) {
            Map data = history.get(i);
            double cyl = data.get("cyl");
            sum += cyl;
            beforeCyl = lastCyl;
            lastCyl = cyl;
        }
        double avgCyl = sum / history.size();
        double diff = avgCyl - beforeCyl;
        double resultCyl = beforeCyl + diff * 0.5;
        Map resultMap = new HashMap<>();
        resultMap.put("name", key);
        resultMap.put("cyl", resultCyl);
        resultList.add(resultMap);
    }
}
    
```

Fig. 16. Vision Analysis and Prediction Source

마지막으로 Fig. 16 같이 직관적인 UI 디자인으로 어플리케이션을 구현함과 터치조작의 장점을 극대화 할 수 있도록 구현하고 Fig. 14와 같이 축적된 데이터베이스를 바탕으로 기존 측정인의 정보를 분석하여 렌즈를 자동 세팅해 주는 시스템을 설계 및 구현했다. 프로세스는 다음과 같다. 기존 측정인의 신상정보 또는 신규 측정인의 신상정보를 어플리케이션에 입력한다. DB에 쌓인 고객정보, 시력정보 또는 국가시력통계 정보 데이터베이스를 분석하여 최근 예측되는 시력정보 데이터를 프롭터에 설치되어 있는 통신모듈을 통해 MCU로 보낸다. MCU에 설치된 제어기능에 의해 받은 데이터에 맞게 검안기 렌즈유닛이 실시간으로 자동 세팅된다. 프롭터 및 예측시스템, 및 고객정보 등의 모든 정보 및 기능들은 검안용 제어기에 의해 제어할 수 있도록 구현했다. 이리하여 위에서 설계 및 구현한 프롭터와 검안용 제어기의 융합에 의해 최종적으로 편의성 및 정밀도 개선을 위한 디지털 헬스케어 검안기 시스템을 최종적으로 구현했다.



Fig. 17. Application for final implementation control

IV. Conclusions

최근 정보통신기술과 의료기기가 융합된 디지털 헬스케어 의료기기의 개발로 기기의 정밀도 및 사용 편의성이 향상되고 있다. 그러나 현재 의료기기에 정보통신기술이 융합되어 사용되는 분야가 넓지는 않다.

본 논문에서는 정보통신기술이 비교적 융합되지 않은 검안 분야의 진단의료기기인 검안기의 편의성 및 정밀도 향상을 위한 디지털 헬스케어 검안기 시스템을 구현했다.

본 시스템의 하드웨어는 렌즈파워, PD 유닛, 6개의 렌즈 유닛을 가지는 각각의 렌즈디스크, 그리고 모터브라켓과 렌즈유닛을 구현하고 위에서 구현한 각 부분과 PD 유닛에 PD 측정창과 코반침 부분을 추가하고 전체를 어셈블리하

여 바디를 구현했다. 소프트웨어 및 소프트웨어 관련 하드웨어는 먼저 프로세서 제어 및 통신을 위한 H/W로 MCU, 스텝모터 드라이버 IC는 통신모듈, 무선 Blue Tooth 모듈로 하드웨어를 구성했다. 모터제어를 위한 Body Firmware를 구현하여 프로세서 MCU에 설치하고 프로세서 제어를 위한 안드로이드용 어플리케이션을 구현했다. 위에서 구현한 시스템의 구동 프로세스를 요약하면 다음과 같다. 내부 데이터베이스에 쌓인 고객정보, 시력정보를 바탕으로 한 기존 측정인의 신상정보 또는 신규 고객정보를 어플리케이션에 입력하여 저장된 내부 데이터베이스 또는 국가시력통계 데이터베이스를 계산식에 의해 분석한 예측 시력정보 데이터를 프로세서에 보낸다. 그러면 프로세서에 설치된 Firmware에 의해 받은 데이터에 맞게 검안기 렌즈유닛이 실시간으로 자동 세팅된다. 구현한 시스템의 렌즈조정 및 세팅, 데이터베이스 분석을 포함한 모든 기능들을 검안용 제어기 어플리케이션을 통해 제어되도록 최종 구현했다.

측정 기능을 개선한 프로세서, 시력측정 예측을 위한 모델 구현, 프로세서 제어용 어플리케이션이 융합된 본 시스템을 통해 보다 정밀한 렌즈 제작이 가능 할 것이다. 기존 대비 피측정인 측정인의 시간적, 공간적 편의성을 꾀 할 수 있을 것으로 예상된다. 또한 검안 DB 데이터 테이블 저장 및 분석 알고리즘과 프로세서 제어 알고리즘을 이용하여 보다 정확한 시력 데이터를 추출 할 수 있고 예측할 수 있을 것이고 예측 모델링 자체에 있어서는 자바와 연동해 파이썬, R 등을 활용하여 손쉽게 다른 기능을 확장하고 추가 할 수도 있을 것이다.

향후에는 다양한 검안 관련 정보 데이터베이스 및 데이터를 바탕으로 보다 많은 항목을 빅데이터 분석하고 AI기술을 접목하여 측정인의 시력을 보다 정밀하고 정확하게 예측할 수 있는 점진적인 개선 시스템과 메타버스를 활용한 검안 시스템에 관한 연구가 진행되어야 할 것이다.

REFERENCES

- [1] Kim SH, "Trends in Medical IT Convergence Technology Study," The journal of Korea Institute of Electronics Engineers, Vol. 43, No.2, pp. 18-24, 2016.
- [2] Cho HG and Moon BY, "Study on mounting status of trial case lenses," Journal of Korean Ophthalmic Optics Society, Vol. 18, No. 4, pp. 405-411, 2013.
- [3] Moon BY, "Comparative analysis of refractive power on trial case lenses," Journal of Korean Ophthalmic Optics Society, Vol. 17, No. 4, pp. 321-334, 2012.
- [4] Hwang GH and Sung JS, "The Examination of Refractive Correction and Heterophoria and Monocular Pupillary Distance on Myopic Elementary School Children Wearing Glasses in Gwangju City," Journal of The Korean Ophthalmic Optics Society, Vol. 14, No.4 = No.37, pp. 71-75, 2009.
- [5] Park SY and Moon BY, "Research on the actual state of domestic trial lens," Journal of Korean J Vis Sci, Vol. 9, No. 4, pp. 401-412, 2007.
- [6] Park SY and Mun BY, "Research on the actual state of domestic trial lens," "The Korean journal of vision science", Vol. 9, No. 4, pp. 401-412, 2007.
- [7] Park SY, "The necessity and requirement of trial lens set standardization," Journal of Korean Ophthalmic Optics Society, Vol. 11, No. 3, pp. 217-223, 2006.
- [8] Hwang JH and Kim YB, "A Study on the High Speed Operation of small Step Motor used Industrial Machine," The Korean Institute of Communications and Information Sciences, Vol. 2018, No.10, pp. 188-189, 2018.
- [9] Lee HK and Kim SR and Park M, "The evaluation of reliability for the combined refractive power of overlapping trial lenses," Journal of Korean Ophthalmic Optics Society, Vol. 10, No.3, pp. 263-276, 2015.
- [10] Lee HK and Kim SR and Park M, "Evaluation of reliability for combined refractive power of lenses in an automatic phoropter," Journal of Korean Ophthalmic Optics Society, Vol. 10, No.3, pp. 501-509, 2015.
- [11] Lee HK and Kim SR and Park M, "Evaluation of reliability for combined refractive power of lenses in an automatic phoropter," Journal of Korean Ophthalmic Optics Society, Vol. 10, No.3, pp. 501-509, 2015.
- [12] Moon BY and Sa JH and Yu DS and Kim SY and Cho HG, "Change of Refraction while Viewing through the Periphery of Spectacle Lens," The Korean journal of vision science, Vol. 20, No. 2, pp. 137-149, 2018.
- [13] Seo JM and Kim DJ and Kim HS and Lee KS and Ye KH, "Study on the Future of the Korean Optometric Society following the Scientific Technology Development II: Optometry Curriculum against Impact of Industry 4.0 ①," The Journal of Korean Ophthalmic Optics Society, Vol. 25, No. 2, pp. 103-111, 2020.
- [14] Kim SJ and Byeon IJ, "Development of Visual Field Tester Design through Convergence Collaboration," The Journal of Digital Interaction Design, Vol. 20, No. 2, pp. 59-72, 2021.
- [15] Yoon JE and Suh CJ, "Research Trend Analysis on Smart healthcare by using Topic Modeling and Ego Network Analysis," The Journal of Digital Contents Society, Vol. 19, No. 5, pp. 981-993, 2018.
- [16] Kim SH and Jung DY, "ICT convergence-based non-face-to-face healthcare technology trends," The Journal of The Korean Institute of Communication Sciences Vol. 37, No. 9, pp. 77-84, 2020.

- [17] No SY, "An Analysis of User Sensibility Factors in the Smart Health Care Design - Focusing on the Color Usage of Mobile Applications -," The Journal of Brand Design Association of Korea Vol. 19, No. 1, pp. 243-254, 2021.
- [18] Sim JY and Seo HG, "An Analysis of User Sensibility Factors in the Smart Health Care Design - Focusing on the Color Usage of Mobile Applications -," The Journal of the Korea Convergence Society Vol. 11, No. 10, pp. 53-61, 2020.
- [19] Hong SH and Joo BK, "IoT-based smart healthcare application and case analysis" The Journal of The Korean Institute of Communication Sciences Vol. 37, No. 4, pp. 31-38, 2020.
- [20] Han JA and Na WS, "A Study on the Smart Healthcare health management System" The Journal of Convergence for Information Technology Vol. 10, No. 6, pp. 8-13, 2020.

Authors



Do-Yeon Kim received the B.S. degree in Aerospace Engineering from Chungnam National University, Korea, in 2014 and M.S. degree in Multimedia Engineering from Kongju National University, Korea, in 2018

respectively. Do-Yeon Kim joined the faculty of the Department of Computer Engineering at Kongju National University, Cheonan, Korea, in 2019. He is currently a the doctor's course student in the Department of Computer Science, Kongju National University. He is interested in system control.



Jin-Young Jung received the B.S., M.S. and Ph.D. degrees in Computer Science and from Hannam University, Korea, in 1992, 1994 and 2002, respectively. Jin-Young Jung joined the faculty of the Department of Health and

IT convergence, Daejeon Health Institute of Technology, Daejeon, Korea, in 1997. He is currently a Professor in the Department of Health and IT convergence, Daejeon Health Institute of Technology. He is interested in parallel computing, internet and mobile computing, and cloud computing.



Yong-Man Kim received the B.S. degree in Control and Instrumentation Engineering from Hanbat National University, Korea, in 2002, respectively. Yong-Man Kim joined the faculty of MATICS Inc. in 2014, Daejeon,

Korea. He is currently a CEO in the MATICS Inc. He is interested in optometry, healthcare and mechatronics.



Koo-Rack Park received the B.S. degree in Electrical Engineering from Chung-ang University, Korea, in 1986 and M.S. degree in Computer Science from Soongsill University, Korea, in 1988 and Ph.D. degree

in Science Compute from kyonggi University, Korea, in 2000, respectively. Koo-Rack Park joined the faculty of the Department of Computer Science & Engineering at Kongju National University, Kongju, Korea, in 1991. He is currently a Professor in the Department of Computer Science & Engineering at Kongju National University. He is interested in Information and Communication and Management information and e-commerce