

개의 PPG와 DNN를 이용한 혈당 예측 - 선행연구

박철구¹, 최상기^{2*}

¹(주)소프트웨어융합연구소 CEO, ²(주)소프트웨어융합연구소 연구소장

Blood glucose prediction using PPG and DNN in dogs - a pilot study

Cheol-Gu Park¹, Sang-Ki Choi^{2*}

¹CEO, Software Convergence Institute Co., Ltd

²Director of R&D Center, Software Convergence Institute Co., Ltd.

요약 논문은 PPG 기반 센서에서 측정된 심박수(HR), 심박변이도(HRV) 데이터를 기반으로 DNN(Deep Neural Network) 혈당예측 모델을 개발하는 연구이다. 혈당 예측은 다층퍼셉트론(MLP) 신경망을 이용하였다. DNN 심층학습은 11의 독립변수가 있는 입력층, 은닉층, 출력층으로 구성된다. 혈당 예측모델의 학습결과는 MAE=0.3781, MSE=0.8518, 및 RMSE=0.9229이며, 결정계수(R²)는 0.9994이다. PPG기반의 디지털기기를 이용한 비채혈적 생체신호를 이용하여 혈당관리의 가능성을 확인하였다. PPG기반의 표준화된 활력신호 획득 및 해석법, 다량의 데이터기반 심층학습(Deep Learning)의 데이터셋, 정확성을 실증하는 연구가 이어진다면 개의 혈당 관리에 편의성과 대안적인 방법을 제공할 수 있을 것이다.

주제어 : 혈당, 반려견, 인공지능, 광용적맥파, 맥파, 인공신경망

Abstract This paper is a study to develop a deep neural network (DNN) blood glucose prediction model based on heart rate (HR) and heart rate variability (HRV) data measured by PPG-based sensors. MLP deep learning consists of an input layer, a hidden layer, and an output layer with 11 independent variables. The learning results of the blood glucose prediction model are MAE=0.3781, MSE=0.8518, and RMSE=0.9229, and the coefficient of determination (R²) is 0.9994. The study was able to verify the feasibility of glycemic control using non-blood vital signs using PPG-based digital devices. In conclusion, a standardized method of acquiring and interpreting PPG-based vital signs, a large data set for deep learning, and a study to demonstrate the accuracy of the method may provide convenience and an alternative method for blood glucose management in dogs.

Key Words : Blood Glucose, Canine, Artificial Intelligence, Photoplethysmography, Pulse Waves, Artificial Neural Network

1. 서론

개와 고양이의 내분비 질환인 당뇨병은 흔한 질병이며, 300마리당 약 1마리 꼴로 발생한다[1]. 임상 징후는 고혈당증과 그에 따른 당뇨증을 나타낸다. 진단은

지속적인 고혈당증과 당뇨병을 기록하여 수행된다. 개의 치료에는 비만과 인슐린 저항성을 관리하는 데 도움이 되도록 식단 변경(복합 탄수화물 및 섬유질 함량 높음, 지방 함량 낮음)과 함께 하루 2회 인슐린을 사용하는 것이다.

*Corresponding Author : Sang-Ki Choi (dumoak@naver.com)

Received November 24, 2023

Accepted December 28, 2023

Revised December 27, 2023

Published December 28, 2023

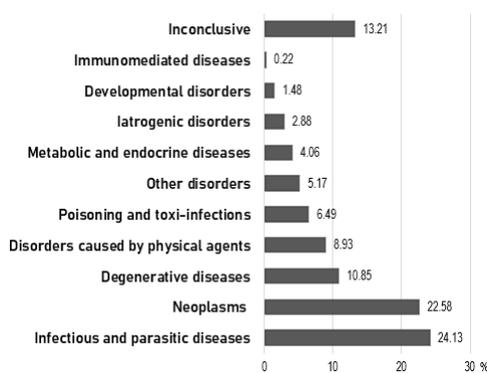


Fig. 1. Frequencies of the categories according to the diagnosed disease

개의 사망 원인 주요 사망원인은 전염병 및 기생충 질환과 악성신생물이며, 대사 및 내분비질환(당뇨)은 7 번째이다(Fig.2)[2]. 대형견은 중앙성 질환으로 사망할 가능성이 높지만 소형견은 암으로 사망할 가능성은 적다. 소형견의 가장 흔한 사망원인은 잘못된 대사과정과 질병이다[3]. 개의 품종별 다양한 사망을 패턴은 품종별 맞춤형 건강 유지에 필수적이며, 소형견은 대사과정에 대한 관리가 필요하다.

당뇨병은 반려견이 포도당을 효과적으로 공급받지 못하게 만들며 혈당을 제어할 수 없는 증상을 보이는 질환이다. 노령 반려동물에게 흔하다. 일반적인 혈당측정은 귀 찌르기를 통한 혈액채취를 통해 수행된다. 여러 번 채혈은 개의 스트레스, 불편함, 의인성 빈혈 및 혈중 같은 부작용 가능성이 있다. 이를 해결하기 위해 비채혈식의 혈당관리 모델 개발이 필요하다. 발전되고 있는 PPG 기반 센서 및 심층신경망을 활용한 비채혈식으로 혈당관리 방법을 연구하여 개의 혈당관리 방법을 모색하고자 한다.

연구의 목적은 PPG 기반 디지털센서에서 수집한 심박수(HR, Heart Rate), 심박변이도(HRV, Heart rate variability) 데이터의 수집과 수집된 데이터를 응용하여 심층인공신경망(DNN, Deep Neural Network) 예측 알고리즘을 이용하여 혈당예측 모델을 개발하고 예측된 혈당수치의 정확성을 분석하여 DNN 예측모델의 가능성을 연구하는 것이다.

2. 이론적 배경

2.1 PPG 센서

생리학적 매개변수 측정을 위한 PPG 센서는 일반

의학에서는 대중화되고 있다[4]. 그러나 아직 동물의 활력신호 모니터링에는 보편화되고 있지 않다. PPG 센서의 기본 원리는 조직의 미세혈관층에서 혈액량 변화를 광학적으로 감지하는 것이다[5]. 센서 시스템은 광원과 감지기로 구성되며 일반적으로 광원으로 사용되는 적색 또는 적외선 발광 다이오드(LED)를 활용한다. PPG 센서는 투과광 또는 반사광의 강도 변화를 감지한다. 빛 강도의 변화는 조직의 혈액 관류의 작은 변화와 관련이 있으며 심혈관계, 특히 맥박수와 맥파에 대한 정보를 제공한다[6].

PPG의 기본 원리는 생물학적 조직을 통해 이동하는 빛이 피부, 뼈, 동맥 및 정맥혈의 색소를 비롯한 다양한 물질에 흡수될 수 있다는 사실이다. 혈류의 대부분의 변화는 주로 동맥과 세동맥에서 발생한다[7].

동맥은 확장기 단계보다 심장 주기의 수축기 단계에 더 많은 혈액량을 포함한다. PPG 센서는 조직의 반사 또는 투과를 통해 조직의 미세혈관층에서 혈류량의 변화(즉, 감지된 광 강도의 변화)를 광학적으로 감지한다[8].

2.2 심박변이도

심박수는 심장의 박동에 따라 변동한다. 질병과 노화로 인해 안정기 시 일정한 심박수를 유지하는 신체 능력이 저하된다. 개의 심박수의 박동 간 변동성은 부교감 신경계(PNS) 및 교감 신경계(SNS)를 통해 영향력을 미치는 많은 외부 요인에 영향을 받으며, 부교감신경계는 심박수 변이에 중요한 역할을 한다[9].

혈압 조절, 체온 조절, 호흡, 레닌-안지오텐신 시스템의 작용, 일주기 리듬과 같은 요인이 RR 간격에 영향을 미친다. 심박변이도는 심장 박동 사이의 시간 간격의 작은 변화에 대한 통계적 분석이다. 혈관 미주신경 긴장 지수(VVTI; Vasovagal tonus index)는 R-R 간격의 변화에 대한 자연 로그이므로 심박수 변화의 신뢰할 수 있는 지표이다. 이는 Häggström et al.(1996)과 Doxey 및 Boswood(2004)가 제공한 공식에 따라 계산된다[10,11].

심박수 변이도의 시간 영역 측정값인 VVTI는 정상 개에서 미주신경 긴장도와 호흡 주기의 변이로 인한 고주파 변이를 측정한다. 개의 나이와 성별은 VVTI에 큰 영향을 미치지 않는다.

심박수 변이도의 변화는 광범위한 질병 및 비만, 통증, 스트레스와 같은 기타 요인과 관련이 있다[12]. 연

구에 따르면 심박수 변이도의 감소는 심장 질환, 패혈증, 당뇨병, 비만, 만성 통증 및 스트레스와 관련이 있는 것으로 나타났다[13].

2.3 빛과 조직

빛과 생물학적 조직의 상호 작용은 상당히 복잡할 수 있으며 산란, 흡수 및/또는 반사가 포함될 수 있다 [7]. 가시광선 영역 내에서 두드러지는 흡수 피크는 가시광선 스펙트럼의 파란색 영역에 해당하고 적혈구에 해당하는 녹색-노란색 영역(500 ~ 600nm)이 그 뒤를 따른다. 멜라닌은 파장이 짧은 빛을 강하게 흡수한다. 물은 자외선 및 더 긴 IR(적외선) 스펙트럼의 빛을 흡수한다. 그러나 적색과 근적외선은 쉽게 통과한다. 따라서 IR(적외선) 파장은 PPG 센서의 광원으로 주로 사용되고 있다.

혈액은 주변 조직보다 더 많은 빛을 흡수한다. 따라서 혈액량의 감소는 검출된 광의 세기가 증가함에 따라 검출된다. 광원과 광검출기(PD) 사이의 파장과 거리에 따라 빛의 침투 깊이가 결정된다[14].

일반적으로 PPG 광검출 방법에는 투과와 반사라는 두 가지 모드가 있다(Fig.2). 투과형에서는 매체를 통해 투과된 빛이 LED 소스 반대쪽 PD에 의해 감지되고, 반사형에서 PD는 조직, 뼈 및 혈관에서 후방 산란되거나 반사되는 빛을 감지한다.

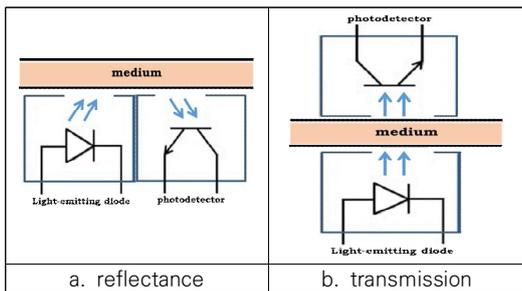


Fig. 2. Light-emitting diode and photodetector placement of photoplethysmography

측정 부위 조직에 의해 소산되는 빛의 강도는 조직 내 혈액량을 실시간으로 반영하여 측정 내내 각 심장 주기 동안 측정 부위의 혈액량의 결과적 변화에 대한 정량적 및 정성적 역학을 모니터링한다[7].

투과 모드 PPG는 동작잡음(motion artifacts) 및 압

력 교란의 영향을 받는다. 신체 활동과 같은 개의 움직임은 PPG 신호를 손상시키고 생리적 매개변수의 측정 정확도를 제한하는 동작잡음으로 이어질 수 있다. PPG 센서와 측정 부위 사이의 접촉력과 같이 센서 측정부에 작용하는 압력 교란은 압축으로 인해 동맥 형상을 변형시킬 수 있다. 따라서 투과된 PPG 신호에서 진폭은 피부에 가해지는 압력에 의해 영향을 받을 수 있다.

반사 모드는 상대적으로 좋은 신호를 얻을 수 있다. 효과적으로 신호를 획득하려면 센서가 투과된 빛을 쉽게 감지할 수 있는 신체 부위(예: 귓)에 접촉해야 한다. 동작잡음 왜곡은 센서 배치와 신호 후처리를 신중하게 선택하여 완화할 수 있다.

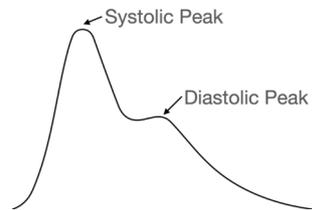


Fig. 3. PPG segment and feature

수축기와 관련된 맥파의 첫 번째 피크이다(Fig. 3). 맥파 진폭이라고도 하는 수축 피크의 진폭 값은 심박출량 혈액량에 해당한다. 이 값은 등방성 효과에 대한 간접적인 데이터를 제공한다. 이완기와 관련된 맥파는 두 번째 피크이다. 이완기 단계는 혈관 긴장도에 대한 데이터를 제공한다. 맥파의 피크는 측정 부위의 최대 혈액량에 해당하고 반대 부분은 최소를 나타낸다. 맥파의 특성은 혈관벽 강직성, 심박수, 측정 부위의 부피, 혈관 폭에 따라 달라진다. 맥파의 속도와 주기는 심장 활동 특성에 따라 달라지므로 반려견의 건강 상태를 추정할 수 있다.

2.4 연속혈당관리

개의 혈당 범위는 80~120mg/dL이며 신장 역치는 약 180mg/dL이다. 혈당 농도가 이 역치를 초과하면 포도당이 소변으로 배설된다.

연속 혈당 모니터(CGM)는 최대 2주 동안 환자에게 부착하고 해당 기간 동안 간질 혈당 수치를 측정하는 장치이다. CGM은 전통적인 휴대용혈당 측정기의 혈당 모니터링 방법에 비해 많은 장점이 있으며 당뇨 관리에 필수적인 도구가 되고 있다. CGM은 여러 번의 혈액채

취 또는 귀 찌르기를 통해 수행되는 병원 내 혈당곡선의 필요성을 제거할 가능성이 있다[15]. 여러 번 채혈 필요가 없으므로 개의 스트레스, 불편함, 의인성 빈혈 및 혈중 같은 부작용 가능성이 최소화될 수 있다. CGM 사용과 관련된 합병증은 거의 없으며 수의학적 치료 변화를 주기에 충분히 정확하다고 파악되고 있다[16].

간질포도당 농도는 혈액 포도당 농도(blood glucose concentration)와 동일하지 않다. 혈관을 흐르는 혈액 포도당과 세포의 간질포도당 사이의 관계는 매우 복잡하다[17]. CGM의 간질포도당과 휴대용 혈당 측정기의 채혈식 혈액포도당 판독값 간의 차이가 예상된다.

포도당이 혈관 내에서 간질 공간으로 확산되는데 시간이 걸리기 때문에 간질포도당의 변화는 혈액 포도당의 변화보다 지연된다. 이 지연 시간은 인간의 경우 5~6분 정도인 것으로 나타났다[18-19]. 개에서의 간질포도당의 변화 지연시간은 5~12분으로 추정된다[20]. 이 지연시간은 인슐린 또는 포도당 치료에 관한 임상적 결정이 내려질 만큼 충분한 시간이며, 최소한의 영향을 받는다. 일부 인간 연구에서는 혈액 포도당 수준이 안정적일 때 간질포도당과 혈액포도당의 밀접한 상관 관계가 입증되었다[21,22]. 그러나 당뇨병이 있는 개에게 흔히 나타나는 혈액포도당(BG)의 큰 변동에서는 BG 최고점, 최저점 및 변화(인슐린 치료 등)의 크기가 간질포도당의 경우보다 더 뚜렷하다.

3. 연구방법

3.1 연구대상

연구대상 개는 정상인 개 30마리, 당뇨 유병의 개 70마리이며, 5살에서 10살의 소형견이 대상이다.

Table 1. Age statistics of research dogs

Age	Normal		Disease		Count
	Male	Female	Male	Female	
5	1	3	4	7	15
6	3	3	6	7	19
7	4	4	5	7	20
8	4	3	6	4	17
9	1	1	8	6	16
10	1	2	5	5	13
Total	14	16	34	36	100

3.2 데이터 수집기간

연구에 필요한 데이터 수집은 2023년 9월에서 2023년 11월 기간에 수행하였다. 심층신경망 알고리즘에 활용하는 예측모델에 필요한 기초데이터는 심박수와 심박변이도이며, 관련 정보는 심장 박동의 생체정보를 수집하는 PPG 기반 디지털 센서를 이용하였다. 대조 혈당 값 수집은 휴대용 혈당기를 이용하였다.

3.3 연구도구

연구도구는 PPG기반 센서, 휴대용혈당기, 모바일프로그래밍 및 컴퓨팅시스템이다.

3.3.1 PPG기반 센서

심박수와 심박변이도 정보를 수집하기 위해 SCI가 개발한 PPG 반력견용 센서를 이용하였다. 센서의 광원과 통신환경은 Table 2에 표기하였다.

Table 2. PPG Sensor Specifications.

Attribute	Attribute Value
Frequency	2.4GHz
Battery	3.0V Coin Cell
Current consumption	Bluetooth communication Once (when measuring for 1 minute) approximately 0.7mA
Dimensions	30mm x 58mm x 24mm
Interface	Bluetooth V5.0
Light Wavelength	560nm (green light)
Operating environment	-40 ~ 85 °C
weight	70g

3.3.2 통신환경

안드로이드 기반의 블루투스을 지원하는 모바일폰의 통신환경을 이용하여 데이터를 저장하는 컴퓨팅 시스템에 데이터를 송신하였다. 데이터 수집과 데이터 송신의 방법은 Fig.4와 같다.



Fig. 4. Sensor, mobile program and data transmission/reception screen

3.3.3 컴퓨팅환경

컴퓨팅환경은 PPG 센서에서 전송되는 데이터를 수집하고 관리한다. 데이터 관리는 MySQL(Version 6.4)를 사용하였다. 센서와 컴퓨팅환경과 통신 및 데이터 표시 개념도는 Fig.5와 같다.

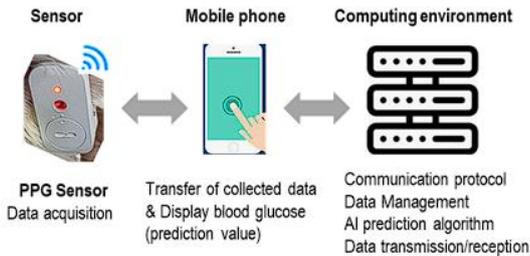


Fig. 5. PPG-based blood glucose measurement diagram

3.4 데이터 수집

연구를 위해 수집되는 정보는 심박수, 심박변이도, 혈당수치, 연령 및 성별이다. 그리고 심박변이도를 이용한 시계열정보인 SDNN, RMSSD, PNN50과 주파수 정보인 VLF, LF, HF를 이용한다.

3.5 예측모델 개발 및 도구

혈당 예측모델 개발을 위한 DNN 학습도구는 파이썬(Python, Version 3.8.8)를 이용하였으며, Tensorflow (Version 2.7)를 사용하여 심층신경망 알고리즘을 구현하였다.

데이터는 이상치 검출 (HR값이 0이면 제외, HRV 값이 0이면 제외), 중복값 처리 (동일한 값이면 1개의 레코드만 선택)을 적용하여 정제작업을 수행하였다.

혈당예측모델은 PPG기반 센서에 수집된 데이터와 심층신경망 알고리즘을 이용하여 혈당 수치를 예측하는 기법이다. 예측모델에 필요한 데이터셋은 연구대상견 100마리에서 수집된 데이터를 기반으로 모델링 하였다. 학습에 사용한 데이터는 실측데이터 및 가우시안 모델을 이용하여 데이터를 증강하였다.

DNN 예측모델 및 결과의 정확도를 확인하기 위해 연구 대상견의 대조 혈당 값과 예측 혈당 값을 비교 검증하였다. 혈당 예측모델의 개발 및 예측 값의 검증 프로세스는 Fig.6에 표시하였다.

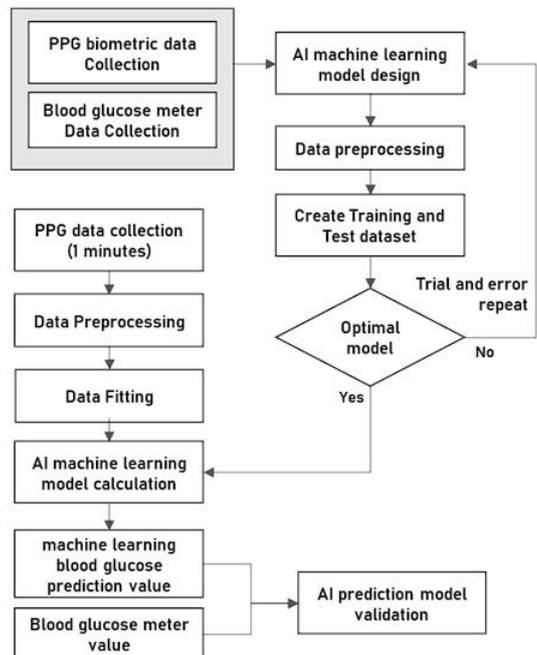


Fig. 6. Blood glucose prediction model

4. 연구결과 및 고찰

4.1 데이터 분석

수집데이터는 t-검정 분석을 이용하여 데이터의 유의성을 확인하고, 정상그룹(<120mg/dl)과 유병그룹(>121mg/dl)으로 분류하고 두 그룹의 평균값이 파이를 분석하였다(표 3). 통계적으로 두 그룹간의 평균차이의 분석은 유의수준 95%이며, HR, HRV, SDNN, RMSSD, VLF, LF, HF, age 모두 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p < .0001$).

4.2 혈당예측모델 설계

혈당 예측모델은 심층신경망(DNN) 모델을 활용하였다. 데이터 셋은 PPG 디지털기에서 획득한 HR, HRV, VLF, LF, HF와 개인용혈당기에서 수집한 혈당 수치 및 나이와 성별을 라벨링하여, 입력층노드값으로 사용하였다. 또한, SDNN, RMSSD, PNN50 라벨링 값은 HRV에서 시간영역 값을 구하였다[23]. 예측모델에 사용된 데이터셋의 데이터 특성은 Table 3과 같다.

4.3 구현 및 결과

혈당 예측모델은 심층신경망(DNN)을 활용하였다. DNN모델은 11개의 라벨링된 입력변수로 구성된 1개의 입력층, 8개의 은닉층, 1개의 출력층으로 구성된다. 입력층은 각각 320, 256, 192, 64, 256, 128, 64, 32의 노드가 있는 은닉층로 전달된다.

4.3.1 하이퍼파라미터

DNN 예측모델의 하이퍼파라미터 설정 작업은 중요

한 프로세스이다. 파라미터 정보는 TensorFlow의 keras 예측모델 라이브러리에 적용된다. Table 4에는 DNN 예측모델에 적용된 하이퍼파라미터 값이다.

Table 4. Hyperparameters

Property	Method
Weight Initialization	normal
Activation Functions	relu, linear
Optimizaiton(updater)	adam
Backporpagation	True
Backpropagation Method	Mini-batch, gradient descent
Mini-batch	1100
Loss Function	mse
Regularization	False
Number of epochs	450

4.3.2 예측모델의 분석

DNN 예측모델 학습결과 MSE, MAE 및 RMSE 값의 각각 0.2991, 0.3525 및 0.54694이며 검증에서는 각각 0.8518, 0.3781, 0.9229이며, 결정계수(R^2) 수치는 0.9994로 나타났다.

Fig.5은 DNN 알고리즘을 이용한 혈당수치 예측값과 휴대용혈당기의 실측값 간의 값의 비교를 시각화한 그래프이다. Clarke Error Grid Analysis을 이용하여 실측값과 예측값의 쌍을 그래프로 시각화한 결과이며 영역 "A"에 분포한 비율은 99.99%이며, 영역 "B"에 분포한 비율은 0.01%이다.

Table 3. Statistical analysis result

variable	Normal(M±SD) (n=44301)	Disease(M±SD) (n=240846)	P Value
HR	104.16 ± 4.42	105.32 ± 5.03	<.000
HRV	94.58 ± 51.62	136.26 ± 69.34	<.000
SDNN	21.83 ± 13.22	36.92 ± 16.39	<.000
RMSSD	6.34 ± 4.41	9.20 ± 2.77	<.000
PNN50	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	<.000
VLF	63..75 ±127.92	456.29 ± 624.85	<.000
LF	151.47 ± 269.01	431.29 ± 408.86	<.000
HF	115.75 ± 176.51	139.22 ± 135.36	<.000
Age	5.91 ± 2.01	6.39 ± 2.02	<.000
BG	98 ± 14	174 ± 28	<.000

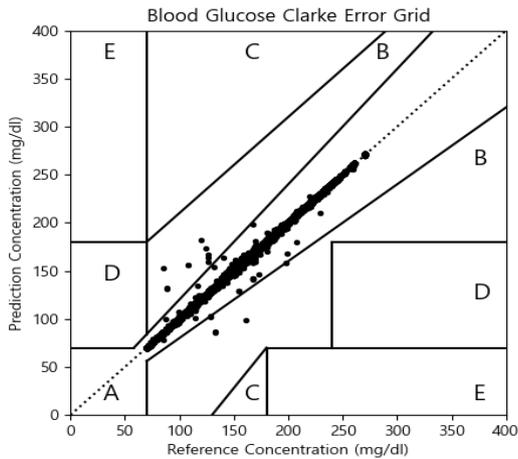


Fig. 5. Clarke EGA Result

4.3.3 연구결과 고찰

DNN 예측모델 개발 및 개발된 모델을 이용한 혈당 수치 예측결과는 99.99%가 EGA의 “A” 영역에 분포하였다. 학습에 사용한 데이터셋의 입력 변수는 HR, HRV, VLF, LF, HF, 시간영역 계산값인 SDNN, RMSSD, PNN50 및 나이와 성별이다. 예측 모델 연구에서 데이터수집은 PPG 기반의 센서를 이용하였으며, 비채혈적으로 심장박동의 심박수와 심박변이도의 데이터 기반으로 혈당수치 예측모델 개발과 예측 값의 정확도를 확인할 수 있었다, 연구는 DNN 인공신경망과 생리활동의 기초인 심장박동과 관련된 심박수, 심박변이도 데이터를 활용하여 혈당관리 가능성을 확인할 수 있었다.

4.3.4 연구의 한계점

연구는 휴대용혈당기에서 측정한 혈당 수치를 기준값으로 이용하였다. 기준값의 혈당 수치는 공복혈당이며, 범위는 80 - 250 mg/dL이다.

5. 결론

심장박동의 심박수 변화를 측정할 수 있는 PPG기반 센서를 이용하여 HR, HRV 데이터 획득, 모바일 환경과 컴퓨팅 환경에서 DNN 심층신경망 알고리즘을 응용하여 비채혈적으로 혈당예측 모델 개발 및 그 모델을 검증하는 방법을 연구하고자 하였다.

DNN 예측모델 개발하기 위해 데이터셋을 생성하였으며, 생체신호는 PPG 기반 센서를 이용하여 1분 동안의 심박수 및 심박변이도 데이터를 수집했다. 혈당예측 모델은 심층신경망을 이용하였다, 입력층 변수는 HR, HRV, VLF, LF, HF, 시간영역 계산값인 SDNN, RMSSD, PNN50 및 나이와 성별이다. 예측 값의 성능은 MSE, MAE 및 RMSE으로 평가하며, 학습결과는 각각 0.2991, 0.3525 및 0.54694이며 검증에서는 각각 0.8518, 0.3781, 0.9229이며, 결정계수(R^2) 수치는 0.9994로 나타났다.

채혈식 혈당관리로 나타나는 개의 스트레스, 불편함, 의인성 빈혈 및 혈중 같은 부작용 가능성을 줄이고, 소형견은 대사과정에 대한 관리에 대안적인 방법으로 PPG기반의 센서와 심층신경망이 결합된 예측모델의 가능성을 파악할 수 있었다.

REFERENCES

- [1] David Bruyette. (2022.10). *Diabetes Mellitus in Dogs and Cats* (Online). <https://www.msdivetmanual.com/endocrine-system/the-pancreas/diabetes-mellitus-in-dogs-and-cats>
- [2] J. Freitas et al. (2021). Causes of spontaneous death and euthanasia in dogs: A background study in Bahia, Brazil. *Veterinária Medicina*, 66, 156-166. DOI : 10.17221/92/2020-VETMED.
- [3] ADRIENNE FARRICELL. (2023.1.24). *The Most Common Causes of Death in Dogs* (By Breed and Size) (Online). <https://pethelpful.com/dogs/Study-Reveals-The-Most-Common-Causes-of-Death-in-Dogs>
- [4] B. Shi, F. Chen, J. Chen & Y. Tsau. (2015). *Zhongguo yi liao qi xie za zhi, Chinese journal of medical instrumentation*, 39(2), 95-97.
- [5] J. Ma, C. Wang & Z. Li & H. Zhao (2011). Study of measuring heart rate and respiration rate based on PPG. *Guangxue Jishu/Optical Technique*, 37, 309-312.
- [6] A. B. Liu, P. C. Hsu, Z. L. , Chen & H. T. Wu, (2011). Measuring pulse wave velocity using ECG and photoplethysmography. *Journal of medical systems*, 35(5), 771-777. DOI : 10.1007/s10916-010-9469-0
- [7] B. C. Wilson & S. L. Jacques, (1990). Optical reflectance and transmittance of tissues: principles and applications. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 26, 2186-2199.
- [8] F. A. Duck, (2013) Physical properties of tissues: a

- comprehensive reference book. Academic press.
- [9] J. P. Varshney. (2020). Electrocardiography in Veterinary Medicine. *Springer Nature Singapore Pte Ltd.* 22(8), 4215. DOI : 10.3390/ijms22084215
- [10] J. Häggström, R. L. Hamlin, K. Hansson & C. Kvarn (1996). Heart rate variability in relation to severity of mitral regurgitation in Cavalier King Charles spaniels. *The Journal of small animal practice*, 37(2), 69-75.
DOI : 10.1111/j.1748-5827.1996.tb01941.x
- [11] S. Doxey & A. Boswood. (2004). Differences between breeds of dog in a measure of heart rate variability. *The Veterinary record*, 154(23), 713-717. DOI : 10.1136/vr.154.23.713
- [12] A. Strüven, C. Holzapfel, C. Stremmel & S. Brunner. (2021). Obesity, Nutrition and Heart Rate Variability. *International journal of molecular sciences*, 22(8), 4215.
DOI : 10.3390/ijms22084215
- [13] N. Azulay et al. (2022). Reduced heart rate variability is related to the number of metabolic syndrome components and manifest diabetes in the sixth Tromsø study 2007-2008. *Scientific reports*, 12(1), 11998.
DOI : 10.1038/s41598-022-15824-0
- [14] S. L. Jacques. (2013). Optical properties of biological tissues: a review. *Physics in medicine and biology*, 58(11), R37-R61.
DOI : 10.1088/0031-9155/58/11/R37
- [15] N. Sieber-Ruckstuhl, M. Casella & C. E. Reusch. (2003). *Home monitoring of blood glucose concentrations by owners of diabetic dogs and cats*. 145. 537-543.
- [16] S. Corradini et al. (2016). Accuracy of a Flash Glucose Monitoring System in Diabetic Dogs. *Journal of Veterinary Internal Medicine*. 30.
DOI : 10.1111/jvim.14355.
- [17] P. Rossetti, J. Bondia, J. Vehí & C. G. Fanelli. (2010). Estimating plasma glucose from interstitial glucose: the issue of calibration algorithms in commercial continuous glucose monitoring devices. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 10(12), 10936-10952. DOI : 10.3390/s101210936
- [18] C. Cobelli, M. Schiavon, C. Dalla Man, A. Basu & R. Basu. (2016). Interstitial Fluid Glucose Is Not Just a Shifted-in-Time but a Distorted Mirror of Blood Glucose: Insight from an In Silico Study. *Diabetes technology & therapeutics*, 18(8), 505-511. DOI : 10.1089/dia.2016.0112
- [19] A. Basu et al (2015). Time lag of glucose from intravascular to interstitial compartment in type 1 diabetes. *Journal of diabetes science and technology*, 9(1), 63-68.
DOI : 10.1177/1932296814554797
- [20] K. Rebrin & G. M. Steil. (2000). Can interstitial glucose assessment replace blood glucose measurements?, *Diabetes technology & therapeutics*, 2(3), 461-472.
DOI : 10.1089/15209150050194332
- [21] S. N. Thennadil, J. L. Rennert, B. J. Wenzel, K. H. Hazen, T. L. Ruchti, & M. B. Block. (2001). Comparison of glucose concentration in interstitial fluid, and capillary and venous blood during rapid changes in blood glucose levels. *Diabetes technology & therapeutics*, 3(3), 357-365. DOI : 10.1089/15209150152607132
- [22] T. P. Monsod et al, (2002). Do sensor glucose levels accurately predict plasma glucose concentrations during hypoglycemia and hyperinsulinemia?. *Diabetes care*, 25(5), 889-893.
DOI : 10.2337/diacare.25.5.889
- [23] C.-G. Park & S.-K. Choi. (2022). The study of blood glucose level prediction using photoplethysmography and machine learning . *Journal of Digital Policy*, 1(2), 61-69.

박 철 구(Cheol-Gu Park)

[정회원]



- 2016년 4월 ~ 현재 소프트웨어융합 연구소 대표
- 2014년 명지대학교 산업경영공학 박사
- 2010년 KTDS 품질생산성연구소 팀장

- 2005년 순천대학교 정보통신 공학 석사
- 관심분야 : 인공지능, 심탄도 응용, 만성질환 예측
- E-Mail : pck3867@naver.com

최 상 기(Sang-Ki Choi)

[정회원]



- 2022년 8월 : 선문대학교 통합의학과 이학박사
- 2016년 4월 ~ 현재 : 소프트웨어융합 연구소 연구소장
- 관심분야 : 웰니스, 융합 의과학, IT Convergence
- E-Mail : dumoak@naver.com