

압전효과를 이용한 압인방식의 휴대용 피부탄력 측정장치

박준영^{*}, 김명남^{**}

A Portable Skin Elasticity Measuring Device Based on Indentation Method Using Piezoelectric Effect

Jun-Young Park^{*}, Myoung Nam Kim^{**}

ABSTRACT

In this paper, we proposed and developed a new portable skin elasticity measuring device based on the indentation method using piezoelectric effect. The proposed device is designed to minimize the uncertainty caused by the layer structure of the skin when measuring the elasticity of the skin. And, we developed a piezoelectric-based thin-film pressure sensor that can measure quantitatively and quickly during repeated measurement as a device sensor. To confirm the effectiveness of the proposed measuring device, it was compared with the experimental results of the conventional measuring devices under the same experimental conditions, and statistical correlation analysis was performed between the experimental data of the proposed measuring device and the experimental data of the conventional measuring devices. As a result of the correlation analysis, it was confirmed that the proposed measuring device had a high correlation with the conventional measuring devices. Therefore, it was confirmed that the proposed skin elasticity measuring device was effective.

Key words: Skin Elasticity, Indentation Method, Piezoelectric Effect, Pressure Sensor

1. 서 론

최근 고령화 사회로의 진입과 생활수준의 향상으로 피부 노화 개선과 관련된 수요가 증대되고 있다. 이를 위해 다양한 기능성 제품, 피부 미용기기 및 의료기기에 대한 연구개발이 활발하게 수행되고 있으나 이들 제품의 사용에 따른 효용성을 검증할 수 있는 피부상태 측정장치에 대한 연구개발은 아직 미흡한 실정이다. 특히, 피부에 있어서 주요한 부분인 주름 및 탄력성(elasticity)은 피부의 기계적 특성에 의

존하며 다양한 분야에서 중요하다[1].

피부 상태는 일반적으로 육안 검사와 수동 촉진으로 평가되나 과정이 매우 주관적이며 피부 평가를 수행하는 사람의 경험에 따라 다른 결과가 도출된다[2]. 피부는 다공성 고체 매트릭스와 유체로 구성된 층상 구조를 가지며 복합(complex), 이방성(anisotropic), 불균일(heterogeneous), 점탄성(viscoelastic)의 특성을 나타낸다[3]. 이러한 특성으로 피부탄력은 피부 외양에 대한 주관적인 평가보다는 측정을 통하여 정량적 수치로 제시되어야 한다.

※ Corresponding Author : Myoung Nam Kim, Address: (700-842) Gukchaebosang-ro 680, Jung-gu, Daegu, Korea, TEL : +82-53-200-5266, FAX : +82-53-200-5266, E-mail : kimmn@knu.ac.kr

Receipt date : Jun. 23, 2022, Approval date : Aug. 1, 2022

^{*} Dept. of Medical & Biological Engineering, Graduate School, Kyungpook National University
(E-mail : skyholdy@gmail.com)

^{**} Dept. of Biomedical Engineering, School of Medicine, Kyungpook National University

※ This study was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korean government (MSIP) (No. NRF-2017M3A9E2065284), (No. NRF-2022R1A2C2009716).

기존 피부탄력 측정방법에는 피부를 정적으로 또는 동적으로 눌러 부드러움이나 점탄성을 평가하는 방법[4], 흡입(suction) 방법을 통해 피부를 늘리는 방법[5], 초음파를 포함한 다양한 영상 방법[6] 등이 있다. 현재 임상 등에서 피부의 기계적 성질을 측정하기 위해 가장 많이 사용되는 기법은 대부분 흡입 방식으로써 흡입방식의 측정장치는 피부탄력 및 점탄성과 같은 피부의 특성과 관련된 여러 매개변수를 가지고 있어서 재현성(reproducibility)이 높은 것으로 평가되고 있다. 그러나 Diridollou 등의 연구에서 흡입방식의 측정장치의 결과는 진피보다 피하지방 조직에 더 영향을 받는 것으로 알려져 있다[7]. 또한, 이 측정장치는 반복 측정이 수행되는 동안 측정횟수가 증가함에 따라 피부가 원래 위치로 돌아오는 데에 더 오랜 시간이 걸리기 때문에 측정 결과에 히스테리시스 효과(hysteresis effect)와 같은 특성이 반영되는 문제점을 가질 수 있다[8-10]. 또한 흡입방식을 포함한 기존 대부분의 측정장치들은 거치형 모듈 방식으로 구성되어 있어 사용상 번거로움과 반복 측정에 따른 어려움 등의 문제점이 있다. 이로 인해 시간이 촉박한 임상 환경 및 휴대 가능해야 하는 모바일 환경에 적합하지 못하다는 단점이 있었다.

본 논문에서는 기존 피부탄력 측정장치들의 단점을 보완한 압인방식 기반의 휴대형 피부탄력 측정장치를 제안하였다. 제안한 측정장치는 손과 장비간의 움직임이 자유로우며, 이동시 휴대 가능하도록 소형화하여 설계 및 제작하였다. 세부적으로는 먼저, 피부의 특정 부위에서 반복 측정을 신속하고 정량적으로 평가할 수 있는 압전(piezoelectric)방식의 박막형 압력센서를 설계 및 제작하여 측정장치에 적용하였다. 제안한 압전방식의 압력센서에 대한 성능을 확인하기 위하여 디지털 포스 측정기(digital force instrument)와 테스트 지그를 이용하여 변화율을 검증하였으며 피부탄력 측정범위내에서 선형적 출력 특성을 가짐을 확인하였다. 그런 다음, 진피 두께 또는 피하지방 조직의 영향을 최소화할 수 있도록 측정장치의 기구물을 최적화하여 피부탄력 측정장치를 설계 및 제작하였다. 또한, 제안한 피부탄력 측정장치의 신뢰성 평가를 위해서 동일한 조건하에서 기존에 임상학적 연구에 주로 활용되고 있는 피부탄력 측정장치들을 이용하여 피부탄력을 측정한 결과 데이터와 제안한 측정장치를 이용하여 피부탄력을 측정한

결과 데이터사이의 비교 및 통계적 상관 분석을 통해 제안한 피부탄력 측정장치의 성능이 유효함을 확인하였다.

2. 배경 이론

2.1 피부 구조와 기능

피부는 인체에서 가장 큰 기관(organ)으로 사람의 전반적인 건강에 중요한 역할을 한다. Fig. 1과 같이 피부는 표피(epidermis), 진피(dermis), 피하지방(subcutis) 또는 피하층(hypodermis)으로 3개의 층으로 구성되어 있다[11]. 표피 층은 생리적, 기능적, 구조적인 항상성을 유지하는 기능을 가지고 있어서 외부 환경으로부터 인체를 보호한다. 진피 층은 주로 콜라겐(collagen), 엘라스틴(elastin), 히알루론산(hyaluronic acid) 등의 구성 되어있으며 진피 층의 콜라겐과 엘라스틴은 강한 결합조직으로 기질(dermal matrix)을 구성하고 있어서 피부가 외부의 충격에도 쉽게 손상되지 않으며, 탄력성을 유지하는 역할을 한다. 피하 층은 진피와 근육, 골격 사이에 있는 부분으로 지방을 다량 함유하고 있어 피하지방(subcutaneous fat)조직이라고도 한다.

2.2 피부 점탄성 효과

인간의 피부는 일정한 응력을 가하는 동안 시간에 따라 비선형 성질을 일으키는 점탄성을 가진다. 이 특성은 물질의 크리프(creep)에 의해 좌우되는데, 이는 일정한 응력에서 시간이 흐름에 따라 물질의 변형이 증대하는 현상이다. 점탄성 물질의 총 변형률을 측정할 경우에는 측정 순간의 탄성 변형률에 크리프 변형률이 포함되어야 한다. 또한, 피부와 같은 물질

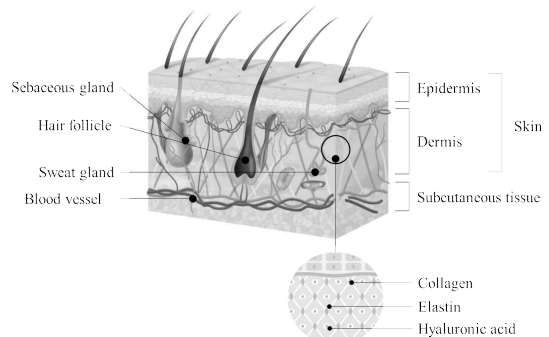


Fig. 1. Anatomical structure of the skin.

에 응력이 가해지는 속도는 최종적인 총 변형률에 직접적인 영향을 미친다. 응력이 빠른 속도로 일정 값까지 증가하면 최종적인 총 변형률은 느린 속도에 비해 상당히 낮아진다. 일정한 변형률 적용의 경우 점탄성 물질은 적용 시간에 따라 시편의 응력이 감소하는 응력 완화 효과를 가진다. 이러한 점탄성 물질의 비선형 성질로 인해 응력-변형(stress-strain) 데이터를 획득할 때에는 높은 샘플링 속도를 갖는 것이 중요하다[12].

3. 제안한 피부탄력 측정기

3.1 압전효과를 이용한 박막형 압력센서의 설계 및 제작

본 논문에서 설계 및 제작한 압전효과를 이용한 박막형 압력센서는 5개의 다층구조로 구성되어 있으며 압전방식의 유연한(flexible) 압력센서를 구현하기 위하여 폴리불화비닐리덴(PVDF, Polymer Polyvinyliden Fluoride)박막을 활용하였다. 외부 코팅 층은 유연한 플라스틱 소재를 이용하여 절연 층을 구성하였다. 이 절연 층에 외부 압력을 인가하게 되면 압전효과로 인해 내부의 PVDF 박막 층에서 전하가 발생하게 되어 전위차가 형성되고 이 전위차는 전극(electrode)을 통해서 전기적 신호로 포집될 수 있도록 설계되었다.

압력센서는 다음과 같이 제작하였다. PVDF 박막의 양면에 전도성 은색 잉크로써 스크린 인쇄를 하여 20 μm 두께의 전극 층을 생성하였다. 그런 다음, 폴리이미드(polyimide)로써 상부 및 하부를 코팅하였다. Fig. 2와 같이 제작된 압력센서에서 PVDF 박막의 직경은 3 mm, 두께는 약 100 μm이며, 전체 압력센서의 크기는 가로 4 mm, 세로 6.8 mm로서 한쪽 면이 둥근 형태이다.

압력센서의 힘에 따른 출력 전압의 특성을 확인하기 위하여 제작한 센서를 Fig. 3(a)에서 보인 것과 같이 Sundoo사의 디지털 포스 테스트 지그(digital force test zig)에 고정하고 Agilent사의 E4980A 멀티미터에 연결한 다음, USB 케이블로 PC에 연결하여 출력 특성을 Matlab으로 분석하였다. 실험에서는 힘 게이지를 사용하여 센서에 수직으로 최대 0 N~70 N의 힘을 가하면서 출력 데이터를 획득하였다.

일반적으로 측정장치가 피부에 접촉하게 될 때 그 힘은 5 N~60 N까지의 크기를 가진다. 접촉 시 피부의 점탄성 성질에 따라서 피부가 회복되는 힘은 대부분 1 N~10 N이나 본 실험에서는 0 N~70 N 크기의 구간에서 인가되는 힘에 따른 출력 특성을 평가하였다. Fig. 3(b)와 같이 피부의 점탄성과 관련된 0 N에서 10 N까지의 구간에서는 1 N 간격으로, 10 N에서 70 N까지 5 N 간격으로 센서의 출력 특성을 확인하였다. 센서는 0 N에서 10 N까지 평균오차 ±0.21 V 이내로 측정되었으며 인가되는 힘에 따라 선형적으로 증가하는 특성을 확인하였다. 그 이상의 구간에서는 비선형적인 특성이 커짐을 확인할 수 있었다. 따라서 피부의 점탄성 측정에 적용 가능성을 확인하였다.

3.2 휴대용 피부탄력 측정장치 설계 및 제작

제안한 휴대용 피부탄력 측정장치는 즉각적인 피부탄력(ISE, Instant Skin Elasticity)을 측정한다. 장치 끝에 있는 프로브(probe)를 5회 연속으로 짧게 누르면 피부가 센서에 저항하는 힘 혹은 회복력에 의해 전기적인 출력 신호를 얻게 되며 이를 통해 피부의 탄성력을 추정할 수 있으며 출력 신호가 클수록 피부의 탄력이 높다고 평가할 수 있다. Fig. 4에서는 기계적인 응답을 얻기 위한 제안한 측정장치의 분해도와 디자인 모델을 보였다.

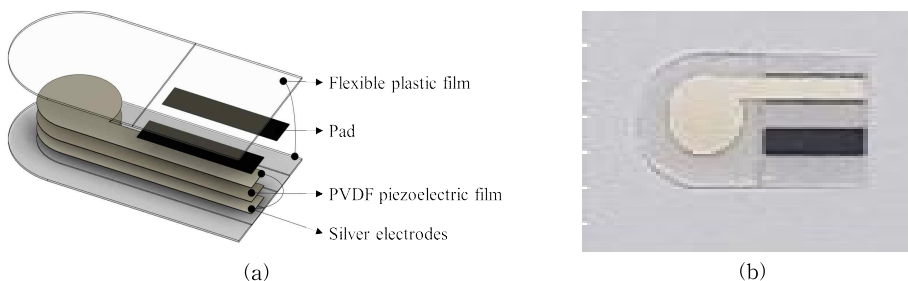


Fig. 2. (a) Structure and (b) photo of proposed pressure sensor.

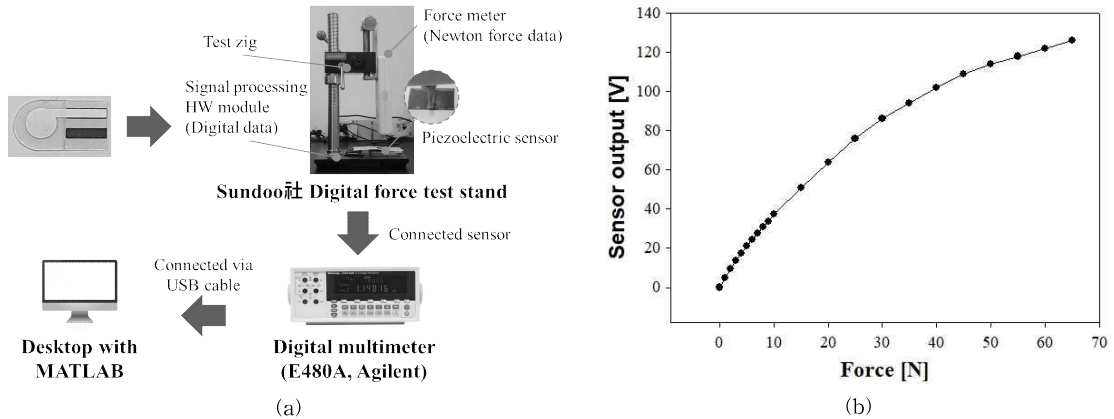


Fig. 3. Characteristics of manufactured sensor. (a) Experimental environment and (b) results.

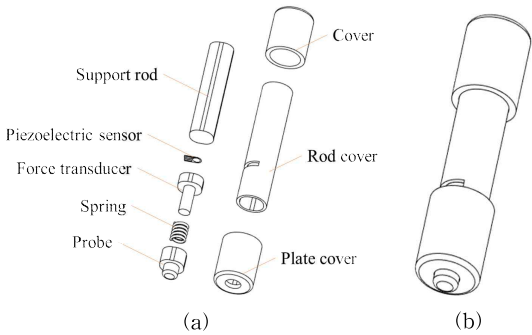


Fig. 4. (a) Exploded view and (b) design modeling of proposed measuring device.

측정장치는 피부에 접촉하는 플레이트 커버(plate cover), 프로브, 피부의 점탄성 힘을 전달하기 위한 용수철과 힘 변환기(force transducer) 그리고 제한 압력센서로써 구성된다. 피부의 탄력성을 확실하게 측정하기 위해서는 피부의 층상 구조로 인해 발생하는 불확실성을 최소화해야 한다. J.T. Iivarinen 등은 다양한 프로브 헤드 모양들 중에서 압인방식의 측정에서는 길이가 짧고 모서리가 둥근 형태의 프로브가 짧은 측정시간내에서 사용할 때, 지방 조직과 근육의 영향이 낮았기 때문에 피부의 기계적 특성에 가장 적합할 수 있다고 하였다[13]. 따라서 본 논문에서는 이러한 연구결과 등을 고려하여 측정장치의 프로브를 직경이 6 mm이고 길이가 2 mm이며 모서리가 원형인 형태로 설계하였다.

또한, 피부의 회복력을 기계적인 응답을 통해 삽입된 압전형 압력센서로 전달하기 위해 직경 5.8 mm, 길이 10 mm, 굵기 0.5 mm이고 스프링 강 기준으로

스프링상수를 0.1로 설정하여 제작된 용수철, 15 mm 길이로 제작된 힘 변환기, 10 mm 직경의 보조 로드 (support rod), 11 mm 직경의 로드 커버(rod cover) 그리고 12 mm 직경의 플레이트 커버로 구성하는 기계적인 구조물을 설계 및 제작하였으며 제작한 결과물을 그림 Fig. 5에서 보였다. 제작된 장치의 측정방법은 프로브와 플레이트 커버를 피부에 접촉시키고 피부와 수직으로 프로브를 피부 안쪽으로 압인한다. 그 후 압인된 프로브는 피부의 점탄성 성질에 의해 스프링을 압축하여 피부의 회복력에 의한 스프링의 탄성력을 포스 트랜스듀서에 인가하게 되고, 포스 트랜스듀서는 삽입된 압전형 압력센서에 압력을 인가하게 된다. 최종적으로는 압력이 인가된 압력센서는 그 힘에 대응되는 전기적인 출력 신호 발생하게 되고 이를 통해 피부의 회복력에 의해 발생하는 힘을 전기적인 신호로 변환하여 데이터로 수집하는 방식이다.

피부의 회복력에 의해 측정장치의 포스 트랜스듀서에 인가해지는 기계적인 응답은 역학적인 해석을 통해 식 (1)과 Fig. 6으로 표현될 수 있다.

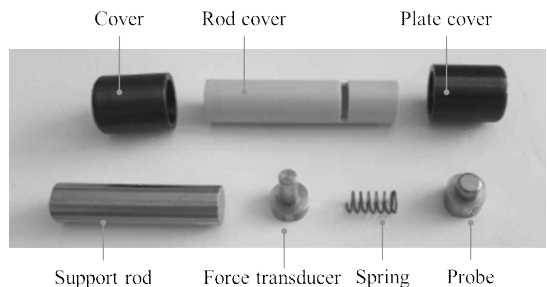


Fig. 5. Manufacturing of parts for measuring device.

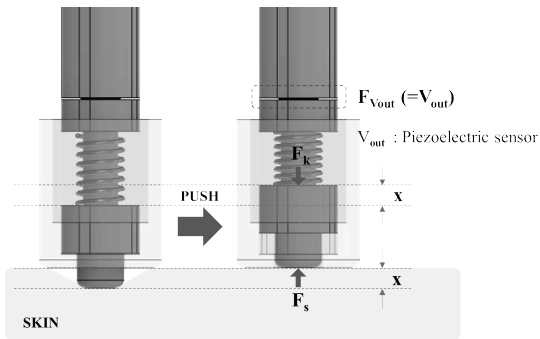


Fig. 6. Principle of indentation-based developed measuring device.

$$F_{V_{out}} (= V_{out}) = F_s - F_k \tag{1}$$

$$= F_s - \frac{1}{2} kx^2$$

식 (1)에서 $F_{V_{out}}$ 은 센서의 출력 V_{out} 으로 피부의 탄력성을 나타내며, F_s 는 피부의 점탄성의 성질에 의해서 발생하는 힘을 나타내고 F_k 는 스프링의 탄성력을 나타낸다. Fig. 18에서와 같이 피부에 측정장치를 적용할 때, 프로브가 이동하는 길이 x 가 일정하므로 용수철이 압축되는 길이 x 도 일정하다. 그러므로 탄성 x 는 고정된 값으로 스프링의 탄성력인 F_k 는 상수로서 항상 일정한 값을 확인할 수 있다.

제안한 측정장치 외부에는 압전센서의 출력신호를 포집하고 처리할 수 있는 신호처리 모듈부와 USB를 통한 데이터 통신을 위한 인터페이스 회로를 Fig. 7과 같이 설계하였다. 신호처리 모듈에는 압력 센서의 출력신호인 아날로그 신호를 10 bit 분해능의 디지털 신호로의 변환을 위한 증폭기 및 아날로그 필터와 ADC로 구성하였으며 입력된 디지털의 신호의 신호처리와 통신을 위해 16MHz의 ARM Cortex-M0의 MCU를 추가하였다. 또한 디지털 신호를 PC에서 분석하기 위해 I2C 인터페이스를 통해 USB 통신이 가능하도록 설계하였다.

4. 실험 및 결과

4.1 제안한 측정장치의 피부측정 실험

제안한 측정장치와 기존의 측정장치인 Courage+ Khazaka사의 Cutometer 및 Cortex Technology사의 Dermaflex를 Fig. 8에서 보였다. 제안한 측정장치의 실험은 피부병 이력이 없는 건강한 30대 남자 4명 대상으로 5군데의 신체부위에서 측정을 수행하였다. 연구 대상자들에게 사전 동의 및 협조를 받아 연구의 목적과 방법을 설명하고 연구에 동의한 자만 참여하도록 하였다. Fig. 9와 같이 측정 부위는 얼굴 부위 (S1, S2), 목 부위(S3), 팔 부위(S4, S5)로 하였다. S1은 교근(masseter)의 중간, S2는 입 광경근(platysma)의 중간, S3은 얼굴 부위(S2)보다 10 cm 아래의 목 부위, S4는 전완부 굴측면(forearm, flexor surface)의 중간 그리고 S5는 상완부 굴측면(upper arm, flexor surface)의 중간에 위치한다.

측정 데이터는 디지털 멀티미터를 사용하여 수집하였으며 샘플링 주파수는 1000 Hz로 설정하였다. 장치를 피부에 수직으로 위치시키고, 측정 부위에 5 초씩 5회 반복 측정을 통해 각각의 데이터를 수집하였다. 최종 측정 후, 5회 측정을 통해 수집한 데이터들의 평균값을 Matlab을 사용하여 분석하였다.

대상자들의 각각의 부위별로 즉각적인 피부탄력 (instant skin elasticity, ISE) 측정한 결과를 Fig. 10에서 보였다. 얼굴 부위(S1, S2)와 목 부위(S3)의 평균값은 27.75 N, 35.75 N 그리고 31.55 N으로 탄력의 차이가 미미했다. 얼굴 부위(S1, S2) 및 목 부위(S3)에 비해 팔 부위(S4, S5)의 평균값은 53.10 N, 57.78 N으로 팔 부위가 다른 부위보다 높았다. 이외에 대상자 간에 측정값을 비교하였을 때 다른 부위 간의 서로에 대한 유의성은 없었으나 신체의 근위부에서 말단부로 갈수록 미미하게 낮아지는 양상을 확인할 수 있었다.

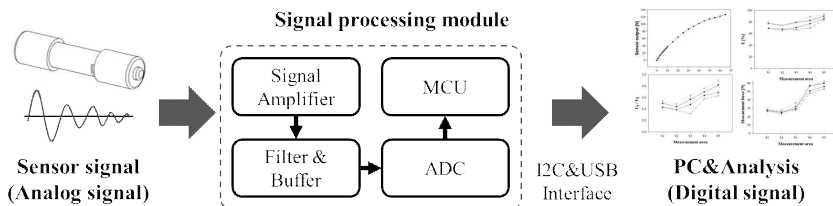


Fig. 7. Block diagram of the proposed measuring device system.

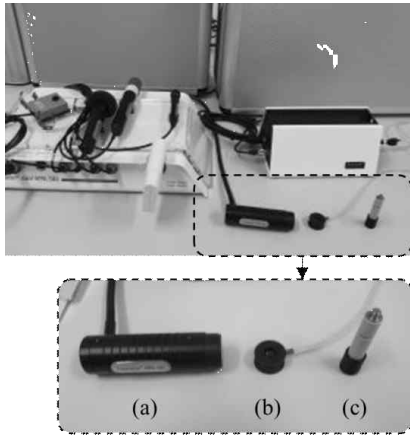


Fig. 8. Experimental skin measurement devices. (a) Cutometer, (b) Dermaflex, and (c) proposed measuring device.

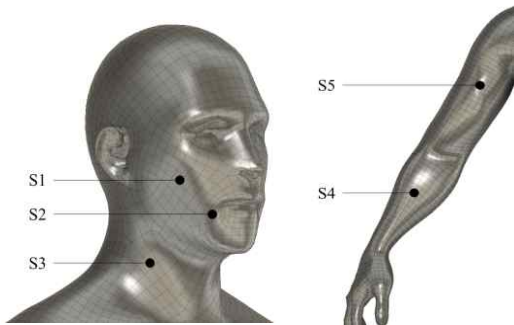


Fig. 9. Measurement regions on the face, neck, and arm.

4.2 제안한 피부탄력 측정장치의 신뢰성 평가

4.2.1 기존 측정장치 실험

Cutometer 장치의 탄력성 측정값은 U_r/U_f 이고 Dermaflex 장치의 탄력성 측정값은 E이다. Cutometer와 Dermaflex를 이용하여 대상자별 측정시간 15초 및 5회 반복 사용을 통하여 데이터를 기록하였으며 5번의 측정을 수행하는데 걸린 시간은 약 1~2분이었다. 측정 후, 5회 측정 데이터들의 평균값을 수집하고 Matlab을 사용하여 분석하였다.

먼저 Cutometer 장치의 분석 결과인 Fig. 11 (a)를 보면, 얼굴 부위에서 S1보다 S2에서 U_r/U_f 의 측정값이 높아지는 유의한 수치를 볼 수 있었다. 대상자 간에 목 부위인 S3와 팔 부위인 S4 및 S5는 서로 통계적 유의성이 없었지만, S4 및 S5의 측정값의 평균은 각각 0.67 및 0.76으로 다른 부위보다 유의미하게 높

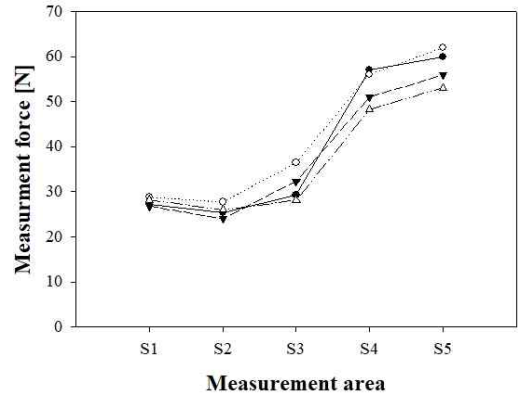


Fig. 10. Measurement results of skin elasticity according to subject and region using proposed measuring device.

았다. Dermaflex 장치의 분석 결과인 Fig. 11 (b)를 보면, 얼굴 부위인 S1 및 S2와 목 부위인 S3에서 대상자 간에 미미한 차이를 보였다. 팔의 전완부 굴측면 부위인 S4에서도 Cutometer나 제안한 측정장치의 측정 결과와 달리 뚜렷한 차이가 없었으나, 상완부 굴측면 부위인 S5에서는 다른 부위보다 유의미하게 높았다. 제안한 측정장치와 Cutometer 장치 및 Dermaflex 장치의 분석 결과를 종합적으로 보면 대상자 간과 측정장치 간의 통계적 유의성은 없었지만 공통적으로 신체의 근위부에서 말단부로 갈수록 미미하게 낮아지는 양상을 확인할 수 있었다.

Gniadecka의 연구에 의하면 피부의 기계적 성질은 나이, 성별, 해부학적인 위치, 내분비적 요인, 신체 질환, 수분 평형 그리고 중력의 변화 등 여러 가지 요인에 영향을 받는다[14]. 근위부에서 말단부로 갈수록 피부의 탄력성이 떨어지는 요인은 중력에 저항하기 위해 피부의 강직성이 증가하기 때문이며 얼굴 부위가 다른 부위에 비해 낮게 측정되는 이유는 광선 노출의 피부에 대한 영향과 관계가 있음을 알 수 있다.

4.2.2 제안한 측정장치와 기존 측정장치 비교 및 분석

제안한 측정장치의 신뢰성 평가를 위해서 임상학적 연구에 주로 활용되고 있는 Cutometer와 Dermaflex의 피부탄력에 대한 결과 데이터와 제안한 측정장치의 피부탄력에 대한 결과 데이터를 Matlab을 이용하여 Spearman의 상관분석(Spearman's correlation)을 수행하였다. 제안한 측정장치와 기존의 측정장치 Cutometer 및 Dermaflex 사이의 상관관계 결

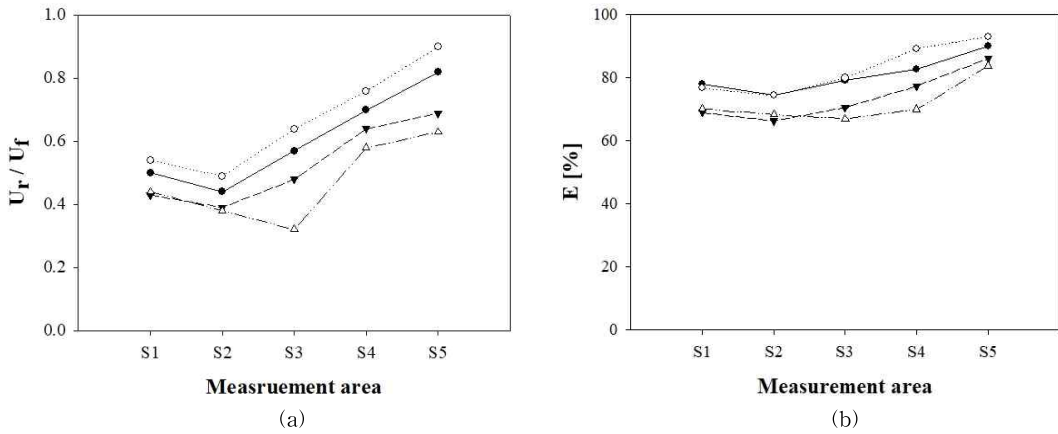


Fig. 11. Measurement results of skin elasticity according to subjects and regions using (a) Cutometer and (b) Dermaflex.

과를 Fig. 12와 Fig. 13에서 보였다.

Fig. 12와 같이 각각의 장치 간의 상관 분석 결과, 제안한 측정장치의 탄력성을 나타내는 $F_{V_{out}}$ 의 측정값들과 Cutometer의 탄력성을 나타내는 U_r/U_f 의 측정값들에 대한 상관 계수 R 은 0.891($p < 0.001$)으로서 매우 유의한 선형 양의 상관관계를 확인할 수 있었다. 또한, Fig. 13과 같이 제안한 측정장치의 측정값들과 Dermaflex의 탄력성을 나타내는 E 의 측정값들에 대한 상관 계수 R 은 0.810 ($p < 0.001$)으로 매우 밀접한 상관관계가 있음을 확인할 수 있었다. 따라서 제안한 측정장치와 기존 측정장치들 사이에 유의한 상관관계가 있음을 알 수 있었으며 이로서 제안한 장치가 피부탄력 측정장치로서 유효성을 가짐을 확인할 수 있었다.

5. 결 론

최근 피부 노화에 대한 피부탄력 개선 및 유지를 위한 미용기기 및 의료기기의 연구개발이 활발히 진행되고 있으며 많은 기기들이 출시되고 있다. 그러나 이 기기들의 사용에 따른 효과를 검증하기 위해서는 정확한 피부탄력을 측정할 필요가 있다. 본 논문에서는 기존 피부탄력 측정장치들의 사용상 편의성과 휴대성을 개선한 새로운 피부탄력 측정용 장치를 제안하였다.

기존의 측정장치는 긴 측정시간으로 인한 히스테리시스 효과와 임상 환경에서 손과 장비의 번거로운 움직임 등으로 모바일 측정에 적합하지 않았다. 따라서 반복 측정에 용이하고 정량적인 측정을 위해서

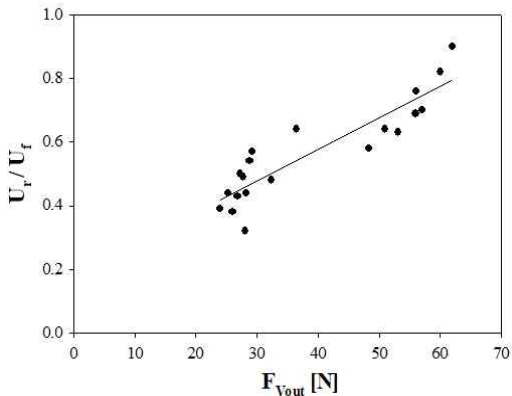


Fig. 12. Correlation between $F_{V_{out}}$ in proposed measuring device and U_r/U_f in Cutometer.

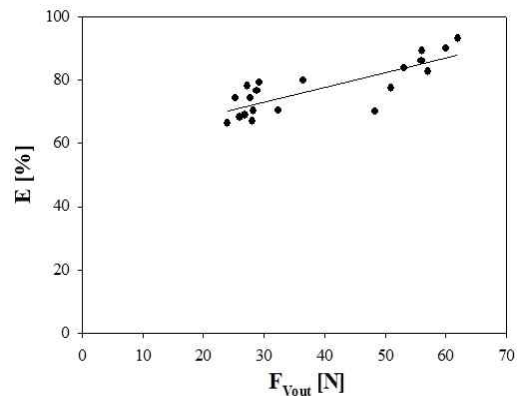


Fig. 13. Correlation between $F_{V_{out}}$ in proposed measuring device and E in Dermaflex.

압전방식의 박막형 압력센서와 인체의 다양한 위치에서 측정 가능하며 움직임이 자유로운 휴대용 측정장치를 제안하였다. 제안한 측정장치는 압전방식의 측정장치로서 핵심 기구물인 프로브는 피부의 탄력을 측정할 때 피부의 계층 구조로 인한 불확실성을 최소화할 수 있도록 설계하였다. 제안한 시스템의 프로브의 센서로 피에조방식의 압력센서를 설계 및 제작하였으며 실험을 통하여 센서의 특성이 유효함을 확인하였다. 제안한 측정장치와 현재 임상에서 사용되는 2개의 측정장치들을 이용하여 실험을 수행하였으며 그 결과 모든 장치들이 신체의 근위부에서 말단부로 갈수록 그 측정값이 미미하게 낮아지는 양상을 확인할 수 있었다. 제안한 측정장치에 대한 유효성과 신뢰성을 확인하기 위하여 제안한 장치와 2개의 측정장치들 사이의 상관도 분석을 수행하였다. 분석 결과, 장치들 사이에 밀접한 상관관계가 있음이 확인되어 제안한 장치가 피부탄력 측정에 유효함을 확인하였다.

제안한 피에조 센서를 적용한 압전방식의 휴대용 피부탄력 측정장치는 피부의 즉각적인 탄력측정을 제공하며, 피부의 생물·물리학적 특성에 대한 중요한 정보를 정량적인 수치를 제공하므로 자외선, 피부노화, 수분 및 계절적 변화가 피부탄력에 어떻게 영향을 미치는 평가하는 데 사용할 수 있을 것으로 판단되며 피부탄력에 영향을 미치는 제품 개발, 연구, 실험실 등 임상 분야에서 많은 도움이 될 것이다.

REFERENCE

- [1] G. Boyer, L. Laquieze, A. Le Bot, S. Laquieze, and H. Zahouani, "Dynamic Indentation on Human Skin in Vivo: Ageing Effects," *Skin Research and Technology*, Vol. 15, Issue 1, pp. 55-67, 2009.
- [2] J.E. Pope, M. Baron, N. Bellamy, J. Campbell, and S. Carette, "Variability of Skin Scores and Clinical Measurements in Scleroderma," *The Journal of Rheumatology*, Vol. 22, Issue 7, pp. 1271-1276, 1995.
- [3] S. Diridollou, F. Patat, and F. Gens, "In Vivo Model of the Mechanical Properties of the Human Skin under Suction," *Skin Research and Technology*, Vol. 6, Issue 4, pp. 214-221, 2000.
- [4] N.T. Clancy, G.E. Nilsson, C.D. Anderson, and M.J. Leahy, "A New Device for Assessing Changes in Skin Viscoelasticity Using Indentation and Optical Measurement." *Skin Research and Technology*, Vol. 16, Issue 2, pp. 210-228, 2010.
- [5] N. Krueger, S. Luebberding, M. Oltmer, M. Streker, and M. Kerscher, "Age-related Changes in Skin Mechanical Properties: A Quantitative Evaluation of 120 Female Subjects," *Skin Research and Technology*, Vol. 17, Issue 2, pp. 141-148, 2011.
- [6] Y.P. Huang, Y.P. Zheng, S.F. Leung, and A.P.C. Choi, "High Frequency Ultrasound Assessment of Skin Fibrosis: Clinical Results," *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 33, Issue 8, pp. 1191-1198, 2007.
- [7] S. Diridollou, M. Berson, and V. Vabre, "An In Vivo Method for Measuring the Mechanical Properties of the Skin Using Ultrasound," *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 24, Issue 2, pp. 215-224, 1998.
- [8] M. Gniadecka and J. Serup, "Suction Chamber Method for Measuring Skin Mechanical Properties: the Dermaflex®," *Handbook of Non-Invasive Methods and the Skin*, 2nd Edition, CRC Press, Boca Raton, Florida, pp. 571-577, 2006.
- [9] K. O'goshi, "Suction Chamber Method for Measurement of Skin Mechanics: the Cuto-meter®," *Handbook of Non-Invasive Methods and the Skin*, 2nd Edition, CRC Press, Boca Raton, Florida, pp. 579-582, 2006.
- [10] J.S. Park, S.D. Na, K.W. Sung, and M.N. Kim, "Vibration Power Improvement Method of Curved Beam Based Actuator Using Finite Element Analysis," *Journal of Korea Multimedia Society*, Vol. 22, No. 2, pp. 271-280, 2019.
- [11] K. Schrader and A. Domsch, *Cosmetology-Theory and Practice: Research, Test Me-*

thods, Analysis, Formulas, Vol. 1, Kessler Druck+Medien, Germany, 2005.

[12] J.A. Clark, J.C.Y. Cheng, and K.S. Leung, "Mechanical Properties of Normal Skin and Hypertrophic Scars," *Burns*, Vol. 22, No. 6, pp. 443-446, 1996.

[13] J.T. Iivarinen, R.K. Korhonen, and J.S. Jurvelin, "Experimental and Numerical Analysis of Soft Tissue Stiffness Measurement Using Manual Indentation Device—significance of Indentation Geometry and Soft Tissue Thickness," *Skin Research and Technology*, Vol. 20, Issue 3, pp. 347-354, 2013.

[14] M. Gniadecka, "Effects of Ageing on Dermal Echogenicity," *Skin Research and Technology*, Vol. 7, Issue 3, pp. 204-207, 2001.

[15] J. Park, *A Portable Skin Elasticity Measuring Device Based on Indentation Method with the Piezoelectric Sensor*, Master's Thesis of Kyungpook National University of Medical and Biological Engineering, 2022.



박 준 영

2016년 2월 경북대학교 전기공학과(공학사)
 2022년 8월 경북대학교 대학원 의용생체공학과 석사과정
 2018년~현재 카르시타솔루션 대표
 관심분야: 생체신호처리시스템



김 명 남

1988년 2월 경북대학교 전자공학과(공학사)
 1990년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)

1996년~현재 경북대학교 의과대학 의공학교실 교수
 관심분야: 생체신호처리시스템, 의학영상처리