

# Susceptance를 이용한 피부수화도 측정 장비의 개발 및 평가

김홍식<sup>1,2</sup>, 장우영<sup>2</sup>, 신건수<sup>2</sup>, 조백환<sup>1</sup>, 김인영<sup>1</sup>, 김선일<sup>1</sup>

<sup>1</sup>한양대학교 의용생체공학과, <sup>2</sup>삼성전자종합기술원 Bio & Health 그룹

## Development and Evaluation of skin Hydration Measure System using the Susceptance Method

Hong Sig Kim<sup>1,2</sup>, Woo Young Jang<sup>2</sup>, Kunsoo Shin<sup>2</sup>, Baek Hwan Cho<sup>1</sup>, In Young Kim<sup>1</sup>, Sun I. Kim<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Biomedical Engineering, Hanyang University

<sup>2</sup>Bio & Health Group, Corporate Technology Operations SAIT, Samsung Electronics Co.,Ltd.

(Received November 3, 2008. Accepted December 10, 2008)

### Abstract

In this paper, a novel system is proposed to measure skin hydration using the susceptance method. This system largely consists of a low-voltage ( $\pm 2.6$  V) driven circuit and minimized electrodes of size ( $5 \times 5$  mm<sup>2</sup>). To evaluate the accuracy of the novel system in measuring skin hydration, skin hydration values from 105 subjects are measured by the proposed system. The measurements are then compared to those obtained by the golden reference device based on the capacitance method in terms of Intraclass Correlation Coefficient (ICC) and correlation coefficient. All measurements are performed on 7 sites, which are forehead, Crow's foot, cheek, chin, volar forearm, dorsal forearm, and back of the hand, in a room where the temperature and humidity are maintained at a uniform level of  $22 \pm 2$  °C and  $50 \pm 5$  %, respectively. ICC values are above 0.9 ( $p = 0.001$ ), signifying that the skin hydration values measured by the two methods show a good level of reliability. Correlation coefficient between the two methods is also 0.562 ( $p = 0.001$ ). Based on these results, it is expected that the proposed system may be applicable in a variety of clinical or cosmetic areas.

**Key words :** Skin Hydration, Stratum Corneum, Susceptance Method

### 1. 서론

건조 피부는 아토피 피부염에 전반에 나타나며, 겨울철과 같은 건조 환경에서는 일반인들에게도 나타난다. 아토피 피부염의 유발 요인이 유전자(filaggrin) 이상과 피부장벽기능의 이상이라는 논문들이 나오고 있다[1]. 미국의 자료를 보면 17% 이상의 아이들이 아토피 피부염을 가지고 있으며 70년대 이후 급격히 증가하고 있다고 한다. 또한 만성적인 특성을 가지고 있으며 이에 직간접적인 경제 비용에 대한 연구[2]도 보고 될 정도로 이슈화되고 있다.

피부 장벽 기능이란 인체에 대한 외부에서의 충격 방지, 체내 온습도 유지, 세균 감염 방지 등 아주 중요한 역할을 말하는 것이다. 특히 각질층(Stratum Corneum, SC)의 수분함유량인 피부수화

도는 피부의 상태를 판단하는 가장 중요한 요소로서 충분한 수분이 있어야만 장벽역할을 원활히 할 수 있다. 보습상태는 사람들간에 차이도 많으며, 외부적인 요인에 따라서도 많이 변화한다. 영유아의 피부 건조 상태 및 지속적인 피부관리를 위하여는 휴대용 피부 수화도 측정 장비가 있어 필요할 때마다 상태를 파악할 수 있으면 유용할 것으로 판단된다.

현재 피부수화도를 측정하는 장비는 연구용이나 임상용으로 사용하는 것이 전부이다. 각질층의 수분량을 측정하는 방법에는 전기를 이용한 측정법(Nova DPM 9003, Skicon 200, Corneometer CM 825), 기계공학적 측정법(Dia-Stron DTM Torque Meter), 분광분석법(Fourier-Transform Infrared Spectroscopy, Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy, Transient Thermal Transfer), 직접 이미지 측정법(Magnetic Resonance Imaging) 등이 있다. 이 중 측정 정확도 측면에서는 MRI 등을 이용한 직접 이미지 측정법이 가장 정확하고 그 아래로 분광분석법과 전기적 측정법이 유

Corresponding Author : 김인영  
(133-791) 서울특별시 성동구 행당동 17번지 한양대학교 제2의약관 213호  
Tel : +82-2-2291-1713 / Fax : +82-2-2220-4949  
E-mail : iykim@hanyang.ac.kr

사한 결과를 나타내고 기계적 측정 방법이 가장 부정확하다고 알려져 있다. 하지만 실제로 피부 각질층의 수분 함유량 측정에 사용되는 방법은 사용자 측면에서의 측정 편의성과 정확도를 동시에 고려한 결과로 전기적 측정 방법이 가장 많이 사용되어지고 있다 [3,4]. 그러나 가장 간편하다고 할 수 있는 전기적으로 측정하는 방법의 장비들도 측정 프로브의 직경이 9~13mm이고 길이가 11cm이며 별도의 시스템과 유선으로 연결되어 있는 형태여서 휴대용으로 사용이 힘들다. 전기적 측정법은 크게 측정하고자 하는 전기적 특성에 따라 Capacitance 방법, Conductance 방법, Susceptance 방법 등으로 나뉘어 지고 각 전기적 특성을 측정하기 위한 회로 및 신호처리방법의 차이가 있다 [4-10]. 현재 연구용 또는 임상용으로 Capacitance 방법이 가장 많이 사용되고 있다. 고주파수를 이용하는 이 측정 방법에 대하여 주파수 특성상 각질층보다 깊은 피부층의 수분의 영향을 반영한 결과를 나타낼 수 있다는 지적이 있다. 이러한 단점을 보완하고자 단일 성분의 저주파수를 사용하여 susceptance를 측정하는 방법이 대안으로 제안되고 있다 [11,12]. 또한 Capacitance 방법의 전극은 Micro 단위의 각지킨 형태의 모양을 가지고 있으며 코팅되어 있으나(직경 9mm), Susceptance 방법의 전극 직경은 13mm로 크나 구조는 3개의 전극이 필요한 형태로 소형화에도 유리한 것으로 판단된다.

이에, 본 연구에서는 Susceptance 방법에 대하여 측정 원리를 이해하고, 휴대폰등에 사용 적합하도록 저전압 구동회로(±2.6V)와 전극사이를 최소화(5 × 5(mm<sup>2</sup>))한 피부수화도 측정 장비를 개발하였다. 구동 전압 및 센서 사이즈가 변화된 장비는 측정 범위 및 측정정확도의 차이가 있을 수 있다. 그러나, 인체의 피부 수화도 측정에 대한 절대 값의 비교가 어렵고, 시뮬레이션을 위한 생체 모델링의 한계가 있다. 이에 본 연구에서는 개발 시스템의 측정 수준 판단을 위하여 임상 실험을 진행하였으며, 이를 검증함으로써 소형화된 피부 수화도 측정기기의 가능성을 평가하였다.

## II. 측정 원리

Susceptance 측정방법과 Capacitance 측정방법을 비교 실험하기 위하여 두 방법에 대한 원리 및 특성을 비교하였다. Capacitance 측정 방법은 capacitor의 원리를 이용한다. 즉, 피부에 접촉된 도체 양단을 피부에 접촉한 후 전압을 인가하면 유전상수가 가장 높은 수분을 함유하고 있는 피부 각질층의 수분 함유량에 따라 유전율이 변하게 되고 이에 따라 전하량이 변함으로써 capacitance가 변화한다. 이의 변화를 시간에 따른 전류의 변화로 측정하여 최종적으로 각질층의 피부 수분량을 유추해내는 방법이다.

자세히 설명을 하면 capacitor 내부 전하 밀도 D(electric flux density)는 식 1과 같다.

$$D = \epsilon \epsilon_0 \times E \tag{1}$$

식 1의  $\epsilon \epsilon_0$ 는 유전상수(dielectric constant)를 E는 커패시터 양단에 걸린 전기장을 의미한다. 식 1에서 보이는 것과 같이 capacitor 전하 용량은 내부 유전체의 유전율과 양단에 걸린 전기장에 비례하게 된다. capacitance C는 식 2와 같다.

$$C = V/Q = \epsilon \epsilon_0 \times S/d \tag{2}$$

식 2의 V는 전극 양단의 전압을 Q는 커패시터 내부 전하량을 의미한다. 다시 이식은 전극 표면적(S)과 전극 간격(d)과의 관계로 정의된다. 이는 동일한 capacitor 사이즈 내에서 유전체가 변하면 C가 변한다는 것을 알 수 있다. 즉, 이를 통해 사이즈를 알고 있는 도체 양단을 피부에 접촉 후 알려진 전압값을 인가한 후 전하량을 측정하면 도체에서 발생된 전기장과 접촉하는 피부 각질층 수분양에 따라 capacitance가 변하게 되고 이를 피부 수분양으로 측정하게 되는 것이다.

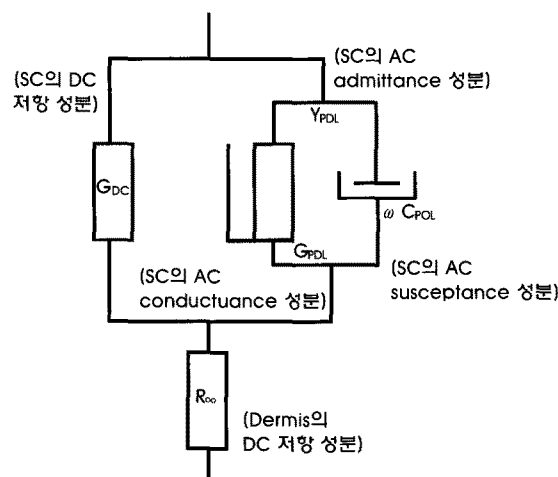


그림 1. 피부의 전기적 모델링  
Fig. 1. Electrical modeling for the skin

이에 반해 Susceptance 측정 방법도 피부의 전기적 특성을 이용하는 하지만 피부의 전기적 모델링을 통해 피부 각질층의 수분 함유량을 측정하고자 한다. 피부 수분을 전기적으로 측정하기 위해서 피부의 생리학적인 구조를 전기적으로 모델링 하는 것은 Yamamoto-Yamamoto의 모델[7] 을 이용하여 노르웨이 Oslo 그룹의 Martinsen이 제시한 방법이 있다[5]. 이 측정 방법은 단일 주파수를 사용하며 admittance의 AC 성분을 이용하여 susceptance를 측정하는 방법이다. 이에 본 연구에서는 Martinsen이 제시한 Susceptance 측정 방법을 이용하여 시스템을 구현 하였다.

그림 1에서  $G_{DC}$ 는 각질층의 한선의 활동을 주로 나타내고  $R_{\infty}$ 는 각질층 아래부터 진피층까지의 전체 liable cell을 전기적으로 모델링한 것으로서 DC dominant하다.  $Y_{POL}$ 은 각질층의 분극 현상에 의한 admittance 성분을 나타내는 것으로서 AC dominant하며, 이 중에서  $\omega C_{POL}$  성분이 각질층 수분 함유량을 모델링한다고 알려져 있다.

GPOL은 conductance를  $\omega C_{POL}$ 는 susceptance를 나타낸다. 따라서, 각질층의 수분 함유량을 측정할 때에는  $G_{DC}$ 와  $R_{\infty}$  영향을 제거하는 것이 주요한 이슈이다.  $\omega C_{POL}$  성분만을 측정하기 위해서는 admittance 성분 중 AC 성분인 susceptance 성분만을 측정해야 한다. 이를 위하여 analog lock-in amplifier를 이용하였다. 즉, 그림 2와 같이 liable cell은  $R_{\infty}$ 인 전도체로 가정할 수 있고 이를 이용하여 인체에 일정한 주파수( $\omega=2\pi f$ )를 가지는 정전압원 신호를 인가하면 liable cell 층의 전도체를 통하여 측정 전극에 접촉한 바로 밑 각질층의 임피던스에 반응하는 전류를 측정할 수 있게 된다. 이 전류를 이용하여 측정 부위 각질층의 admittance를 측정할 수 있다.

이 측정 전류를 전압으로 변환한 반응 신호를

$$V_{sig} = |V_{sig}| \sin(\omega_r t + \theta_{sig}) \quad (3)$$

이라 하고,

이 신호와 동기할  $90^\circ$  위상차가 있는 out-phase 레퍼런스 신호를

$$V_{L_{90}} = |V_{L_{90}}| \cos(\omega_{L_{90}} t + \theta_{ref_{90}}) \quad (4)$$

또한, 이 신호와 동기할  $0^\circ$  위상차가 있는 in-phase 레퍼런스 신호를

$$V_{L_0} = |V_{L_0}| \sin(\omega_{L_0} t + \theta_{ref_0}) \quad (5)$$

이라 하면,  $90^\circ$  위상차가 있는 레퍼런스 신호와 반응신호를 multiplier를 통과시켜 동기 시킨 신호인 VPSD는

$$\begin{aligned} V_{PSD} &= |V_{sig}| |V_{L_{90}}| \sin(\omega_r t + \theta_{sig}) \cos \\ &(\omega_{L_{90}} t + \theta_{ref_{90}}) \\ &= 1/2 |V_{sig}| |V_{L_{90}}| \{ \sin([\omega_r - \omega_{L_{90}}] t + \theta_{sig} - \theta_{ref_{90}}) - \sin([\omega_r + \omega_{L_{90}}] t + \theta_{sig} + \theta_{ref_{90}}) \} \end{aligned} \quad (6)$$

이다.

이 신호를 저대역필터(LPF)를 통과시키면 AC 성분은 사라지게 되므로 결과는  $V_{PSD} = 0$ 가 된다. 하지만, 만일 레퍼런스 신호와 측정신호의 주파수가 동일 하다면 ( $\omega_r = \omega_{L_{90}}$ ) 이라면,  $V_{PSD}$ 는 식 (7)의  $V_{out_{90}}$ 이 될 것이다.

$$V_{out_{90}} = 1/2 |V_{sig}| |V_{L_{90}}| \sin(\theta_{sig} - \theta_{ref_{90}}) \quad (7)$$

같은 방식으로 in-phase 레퍼런스 신호와 동기를 시키면

$$V_{out_0} = 1/2 |V_{sig}| |V_{L_0}| \cos(\theta_{sig} - \theta_{ref_0}) \quad (8)$$

이 될 것이다.

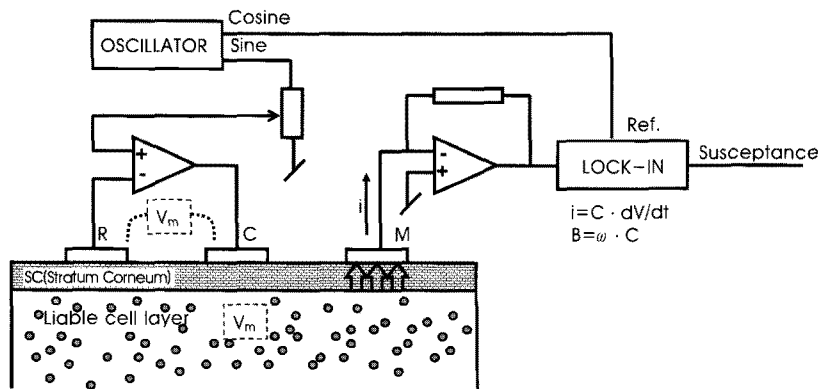


그림 2. 구현된 Susceptance 측정 방법의 개념도  
Fig. 2. Schematic for instrument the susceptance method

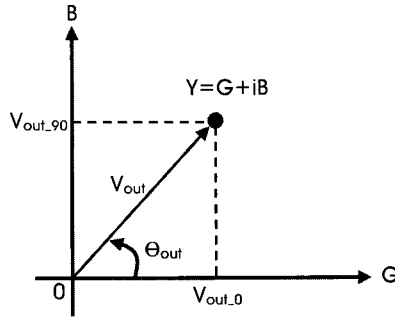


그림 3. Admittance의 rectangular form 표시  
Fig. 3. Rectangular form of admittance

위 식(7, 8)을 간단히 하기 위하여  $|V_{sig}| |V_L| = V_{out}, \theta_{sig} - \theta_{ref} = \theta_{out}$  이라 하면,

$$V_{PSD\_filtered,0} = 1/2 V_{out} \cos(\theta_{out}) \quad (9)$$

위의 결과(7, 8)는 AC 정전압원을 인가하고 전류를 측정 한 전도도 신호이므로 admittance(Y)를 측정 한 것이고 이를 rectangular form으로 나타내면 그림 3과 같다.

즉, G(conductance)는 in-phase 동기신호와 결합하면 측정 가능하고, B(susceptance)는 quadrature-phase 동기신호와 결합하면 측정가능 하다는 것을 알 수 있다. 여기서 피부수화도만을 측정하기 위해서는 각질층의 한선의 영향을 반영하는 conductance 성분을 제거해야하고 이를 위해서 out-phase 동기신호를 사용하여 susceptance만을 측정해야한다.

위에서 논의한 Capacitance 방법과 Susceptance 방법의 특성을 간단히 요약하여 표 1에 비교하여 보았다. 표1 에서 보는 것과 같이 Capacitance 방법은 가변 고주파수와 톱니 파형(saw-tooth wave)을 이용함으로써 인가 주파수가 비교적 피부 깊은 부위까지 침투하는데 반해 Susceptance 방법은 저주파수의 단일 주파수와 sine wave를 이용함으로써 상대적으로 인가 신호의 피부 침투 깊이가 낮음을 알 수 있다. 이러한 측정 원리의 차이에 기인하여 Susceptance 방법이 피부의 최외곽층이자 약 20~30µm 정도의 매우 얇은 두께를 가지는 피부 각질층내 보유된 수분함유량을 측정하는데 더욱 적합하다고 판단된다. 이에 인체 실험을 통하여 두 가지 측정 방법을 비교 분석해 보았다.

표 1. 측정 방법 비교  
Table 1. Two electrical methods

측정항목	Capacitance	Susceptance
측정 주파수	100KHz 까지 가변	88Hz
인가 파형	Saw-tooth wave	Sine wave
전극 방식	2전극	3전극

### III. 시스템구현

휴대용 단말기를 목표로 소형화 및 저전력 방향으로 설계하여 ±2.6V 구동회로와 5 × 5(mm<sup>2</sup>)사이즈의 전극으로 구현 하였다.

#### A. 회로의 구성

회로는 susceptance를 측정하기 위한 기본 구성인 rock-in amp. 구조를 가진다. 즉, reference 주파수에 대한 반응 신호만의 위상 지연 변화를 DC 레벨로 변환해 줌으로써 회로적으로 측정신호의 susceptance를 측정하게 해준다. 그리고 이susceptance는 측정 전극 아래 피부 각질층의 수분 함유량과 비례하는 값으로 나타내게 된다. 하지만, 휴대용 단말기 특성 상 상용전원 대신 건전지 전원만으로 동작가능 하여야 하고 사이즈가 휴대 가능하도록 작아야 한다. 이를 위해서는 저전압 구동 회로 및 초소형 IC 회로 등으로 구성되어야 한다. 저전압 구동회로는 상용전원을 사용하는 연구용 측정 장치와는 다른 회로 구조를 가지며 좁은 동작대역을 가질 수 밖에 없다. 구성한 회로는 ±2.6V 배터리 입력전원을 사용하였으며 인가 주파수는 88Hz, 측정 전극 인가 전압은 400mV<sub>P-P</sub>가 되게 구성하였다. 주요구성은 약 4V<sub>P-P</sub>의 정현파(88Hz) 신호를 출력하는 QUADRATURE OSCILLATOR부, QUADRATURE OSCILLATOR 출력과 90도 위상차를 갖고 450mV<sub>P-P</sub>의 정현파(88Hz) 신호를 출력하는 OSC\_OUT CONTROLL부, 신호 검출 및 분석쪽으로는 pM 전극을 통해서 흘러들어오는 전류를 전압으로 바꿔주는 I-V CONVERTER 부, 그리고 고대역 필터, 아날로그 스위치, 저대역 필터등으로 구성되어 측정된 신호의 위상지연에 대한 DC 레벨을 추출 하는 FILTER부로 구성되어 있다 (그림 4).

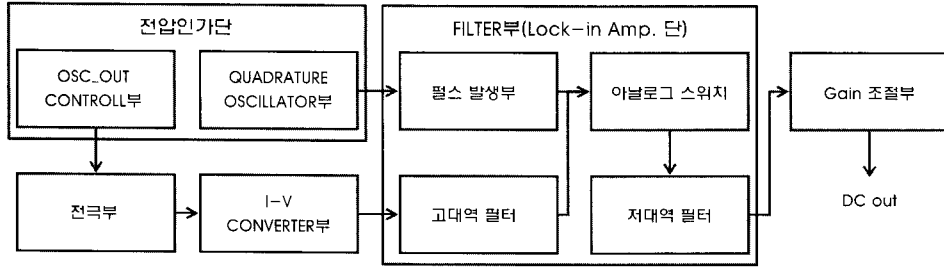


그림 4. 블록도  
Fig. 4. Block diagram of the circuit

**B. 전극의 구성**

하우징 포함 8.5 × 8.5 × 8.2(h) mm사이로 개발하였으며, 전기 소모량을 줄이기 위하여 기구적 스위치를 선택하였다. 센서 내부에 전극판의 편향과 힘의 분산을 위하여 3곳에 스프링을 장착하여 0.3N의 힘으로 작동되게 하였으며 0.8~1mm의 작동거리가 확보하게 개발 하였다(그림 5). 전극의 재질은 brass로 gold coating 하여 강도 및 전도성을 높여 주었다.

**C. 구현된 장비**

회로부, 센서부, 디스플레이부로 구성 되어 있으며, 센서부와 회로부는 그림 6의 (a)와 같이 휴대폰에 적용할 수 있는 형태로 제작 하였다. 디스플레이부는 휴대폰의 LCD 대신 측정부와 PC를 유선으로 연결한 후 LabVIEW(National Instruments사) 소프트웨어로 구현하였다. 측정은 휴대폰 mock-up에 센서부와 회로부를 장착한 프로브, 그리고 display와 data저장을 위한 노트북을 이용하여 진행하였다. 휴대폰 모양의 프로브를 가지고 측정하는 모습은 그림 7에 보여 주고 있다.

**D. 시스템 평가**

측정 시스템은 피부 각질층의 수분량인 capacitance성분의 suscpatance를 측정하는 것 이므로 물리적인 capacitor의 값을 정

확히 측정할 수 있는 지를 이용하여 구현된 H/W의 기본적인 성능을 확인 해 보았다. 아래 그림 8은 여러가지 capacitor 값에 대한 구현된 회로의 측정 결과(proto)와 본 회로와 같은 원리를 사용한 연구용 장비(olso)의 결과를 비교한 것이다. 연구용 장비는 also대학에서 만들어진 장비로 사용전원(±12V)과 일반소자를 가지고 구현된 장비 이다[11,12]. 전원과 소자의 차이로 측정범위가 다르게 나타나 개발된 장비의 측정치에 회기식을 구하여 데이터를 보정해 주었다.

그림 8에서 나타나는 것 같이 구현된 회로가 상용전원(±12V)을 사용하는 레퍼런스용 연구 장비에 비해 capacitor의 5.6nF 부터 측정값이 벌어지는 경향은 있으나. 두 측정값의 Correlation Coefficient가 0.998(p<0.001)로 유사한 성능을 나타내고 있다.

**IV. 실험 방법**

피부 수화도에 대한 비교 실험은 기존의 여러 논문에서 제시된 프로토콜을 따라 진행하였다[13-15]. 동일한 환경과 조건을 만들기 위하여 피험자는 세안 후 항온항습 (22±2 °C, 50±5%)이 유지 되는 환경에서 20분간 안정을 취한 후 실험을 진행하였으며, 만 18~25세의 여성을 대상으로 진행하였다. Capacitance방법의 측정기기는 Corneometer CM 825(Courage and Khazak사)를

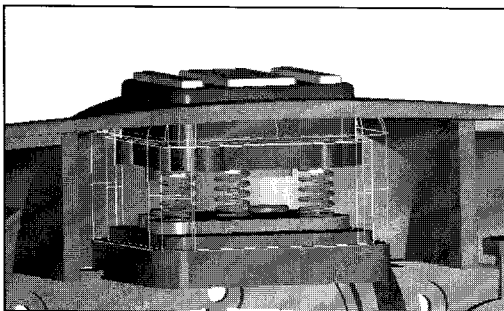


그림 5. 센서부  
Fig. 5. Sensor parts

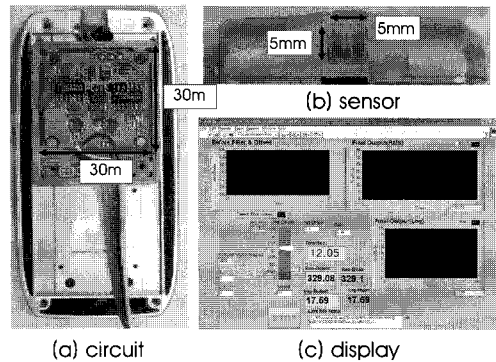


그림 6. 피부 수화도 측정 장치. (a) 회로부 (b) 센서부 (c)디스플레이부  
Fig. 6. Equipment for skin hydration. (a) circuit (b) sensor (c) display

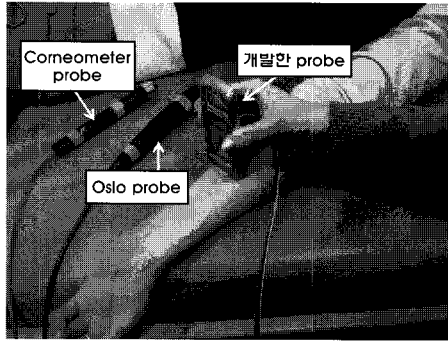


그림 7. 피부수화도 측정모습  
Fig. 7. Measuring skin hydration

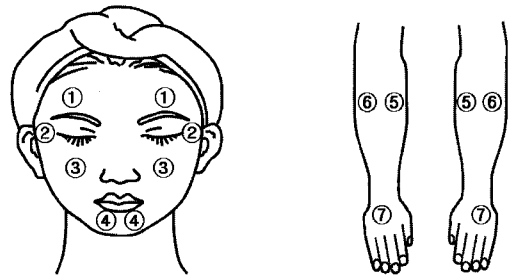


그림 9. 측정 위치  
Fig. 9. Evaluation sites

Susceptance 방법에는 자체 개발한 장비를 사용하였다. 모든 측정은 3회 반복하여 측정하여 측정치의 평균치와 분산을 이용하여 평가하였다.

**A. 측정 방법간의 상관성 평가**

개발된 측정 장비가 기존에 사용되고 있는 장비와 비교하여 사용 가능한가를 알아보기 위한 평가이다. 이마(1), 눈가(2), 뺨(3), 턱(4), 전박 내측(5), 전박 외측(6), 손등(7) 등 총 7부위에 대하여 Capacitance 측정 방식은 우측부위, Susceptance 방식은 좌측 부위에서 측정을 하였으며, 총 105명에 대하여 진행하였다. 상세한 측정위치는 그림 9와 같다

**B. 보습 상태에 따른 측정 정확도 평가**

인체 자체의 기능과 외부환경 변화등에 민감하게 반응 하여 사람의 보습상태는 수시로 변화 한다. 이러한 보습상태의 변화를 알아 볼 수 있는지에 대한 평가로 40명을 대상으로 전박 내측에 글리세린(Glycerin)과 요소(Urea) 각각 10% 수용액을 2cm원안에 20 μl를 도포하였으며, 도포한 후 3분 경과시에 피부수분을 측정하였다. 10명에 대하여는 도포직후와 3분, 9분, 15분 후의 피부수분을

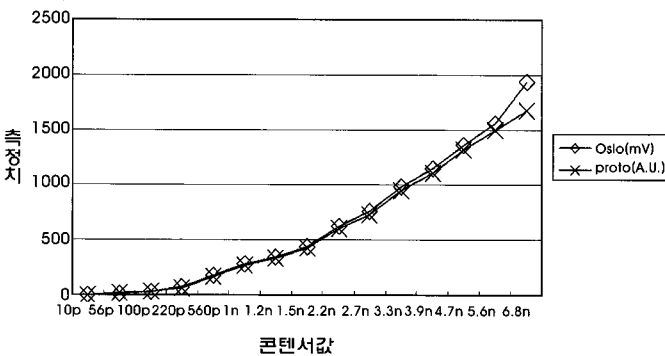


그림 8. 콘덴서 측정값  
Fig. 8. Measurement value of capacitor

측정하여 보습상태 변화에 따른 두가지 측정방법의 차이를 비교해 보았으며, 무도포 상태를 대조군으로 하여 실험되었다.

**V. 실험 결과**

**A. 측정방법간의 상관성 평가**

**1) 피부 7부위에 대한 측정값**

피부 7부위에 대한 측정값은 표2 같으며, Capacitance 방식의 측정 값은 13.33~90.0, Susceptance 방식의 측정값은 13.34 ~ 91.47으로 비슷한 스케일에서 측정이 되었다. 그래프(그림 10)로 보았을 때는 얼굴 부위와 그외 부위에 대하여 피부수화도의 값의 높이 차이가 나는 것이 나타났다.

**2) 피부 부위에 대한 측정 방법의 상관성 검증**

두가지 방법에 대한 측정 부위에서의 측정값들의 선형 관련성을 보기 위하여 양적 변수에 대한 상관계수를 보는 Pearson correlation analysis를 적용하여 상관성을 검증하였으며, 모두 부위에 대한 측정방법간의 상관계수(r)가 0.562(p<0.001)으로 유의한 상관성을 보였다. 신뢰도 검증은 숫자형 변수이고 3회 반복측

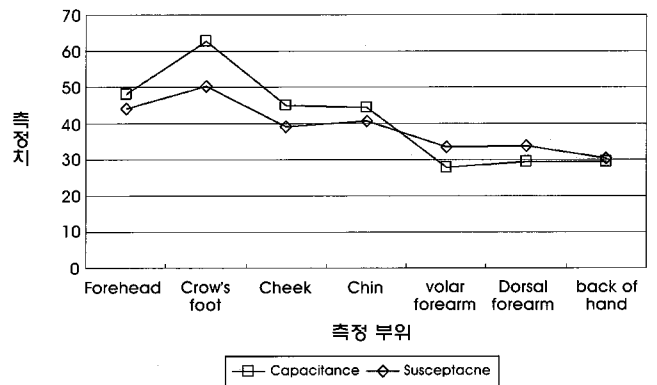


그림 10. 측정부위에 따른 피부수화도 변화  
Fig. 10. Change of hydration value according to anatomical sites

**표 2.** 측정 통계 자료[N=105]  
**Table 2.** Descriptive statistics[N=105]

Site	Method	Mean	StD	Med.	Min.	Max.
Forehead	Capacitance	48.20	10.28	47.33	22.00	77.00
	Susceptance	44.16	14.36	42.22	15.71	90.92
Crow's foot	Capacitance	62.86	10.27	63.67	37.67	90.00
	Susceptance	50.37	11.48	49.52	22.76	84.70
Cheek	Capacitance	44.97	11.80	44.67	17.33	71.33
	Susceptance	38.99	10.69	37.97	17.96	69.37
Chin	Capacitance	44.23	9.24	44.33	18.67	67.67
	Susceptance	40.53	11.35	39.17	21.15	91.47
Volar forearm	Capacitance	27.97	5.80	28.00	14.67	50.67
	Susceptance	33.55	9.15	32.57	14.77	69.04
Dorsal forearm	Capacitance	29.29	6.70	29.00	15.67	46.33
	Susceptance	33.70	10.53	32.84	14.50	81.23
Back of hand	Capacitance	29.26	6.17	29.33	13.33	61.00
	Susceptance	30.16	9.78	28.23	13.42	71.15

정한 것에 대한 측정오류를 평가하기 위하여 급내 상관계수(ICC : Intraclass Correlation Coefficient)로 평가 하였다. 신뢰도를 나타내는 ICC 값이 모든 부위에서 0.9(p<0.001)이상으로 높은 신뢰성을 보였다(표3).

**B. 보습 상태에 따른 측정 정확도 평가**

1) 보습상태 변화에 대한 측정값

도포 후 3분후에 측정을 하였으며, 2가지 방법 모두에서 글리세린과 요소 도포군에서 유의확률 0.05 이하로 정규성을 따르는 것으로 나타났으며 측정data의 통계치는 표4와 같다.

**표 3.** 신뢰도 수준  
**Table 3.** Confidence level

Site	Method	N	ICC	Sig.
Forehead	Capacitance	105명 × 3회	0.995	0.000*
	Susceptance	105명 × 3회	0.991	0.000*
Crow's foot	Capacitance	105명 × 3회	0.995	0.000*
	Susceptance	105명 × 3회	0.980	0.000*
Cheek	Capacitance	105명 × 3회	0.996	0.000*
	Susceptance	105명 × 3회	0.983	0.000*
Chin	Capacitance	105명 × 3회	0.994	0.000*
	Susceptance	105명 × 3회	0.985	0.000*
Volar forearm	Capacitance	105명 × 3회	0.995	0.000*
	Susceptance	105명 × 3회	0.985	0.000*
Dorsal forearm	Capacitance	105명 × 3회	0.995	0.000*
	Susceptance	105명 × 3회	0.986	0.000*
Back of hand	Capacitance	105명 × 3회	0.992	0.000*
	Susceptance	105명 × 3회	0.987	0.000*

\* p < 0.05

표 4. 측정data의 통계치 값  
Table 4. Descriptive statistics

Device	Group	N	Mean	StD	ICC	Sig.
Capacitance	Glycerin	40 × 3	57.61	17.10	0.998	0.000*
	Urea	40 × 3	40.16	14.49	0.996	0.000*
	Control	40 × 3	26.66	5.36	0.995	0.000*
Susceptance	Glycerin	40 × 3	75.84	11.82	0.971	0.000*
	Urea	40 × 3	49.81	16.17	0.992	0.000*
	Control	40 × 3	37.63	10.41	0.985	0.000*

\* p < 0.05

보습제간 보습능의 순서는 2가지 측정방법 모두 글리세린, 요소, 대조군 순으로 나타났으며 각 측정값간에는 유의확률 0.05 이하로 유의한 차이가 있었다, 비교 방법은 One-way ANOVA를 적용하고 Scheffe 방법으로 다중 비교하였다.

2) 보습상태 변화에 대한 상관성 검정

피험자 10명에 대한 보습제간의 보습능은 도포직후와 3분, 9분, 15분 후 시점에서 측정하여 시간에 따른 변화를 비교하여 측정방법간의 특성을 비교해 보았다. 피부 수분상태에 대한 측정 값이 독립변인으로 하나이고, 측정 시간에 대한 data를 3회 측정하여 분산 분석인 One-way ANOVA를 적용하였으며, 독립변인의 집단이 2개 이상이므로 사후 분석인 Scheffe 방법으로 다중 비교해 보았다. 그 결과 글리세린, 요소, 대조군 순으로 나타났으며, Capacitance 방법의 경우 도포 직후에는 각 도포군간의 평균값의 차이가 없었으나 3분 후부터 유의한 차이를 보였으며, Susceptance 측정 방법의 경우는 9분 후 시점부터 유의한 차이를 보였다(그림 11).

동회로(±2.6V)와 5 × 5(mm<sup>2</sup>)의 전극 사이즈를 가지는 피부 수화도 측정 장비를 개발 하였다. 임상용으로 많이 사용하는 Capacitance방법의Corneometer CM 825(Courage and Khazak사)와 비교 실험을 통하여 개발된 장비의 사용 가능성을 검증하였다.

Capacitance방법과 Susceptance방법간의 신뢰성 검증은 피부 7부위 모두에서 ICC값이 0.9이상이고 유의 확률이 0.001로 높은 신뢰성을 보였으며, 보습상태의 변화를 인위적으로 조정하며 비교 평가한 부분에서도 ICC 값이 0.9 이상으로 높은 신뢰성을 보이고 있다. 2가지 실험을 통하여 개발된 Susceptanc의 측정방법기기의 신뢰성은 검증 하였다고 볼 수 있다. 글리세린과 요소 도포직후의 변화 측정에 있어서, Capacitance 방법의 경우는 글리세린과 요소를 거의 구별하지 못하고, 기기가 측정할 수 있는 최대측정값으로 나타내는데 반해, Susceptance 방법의 경우에 있어서는 통계적으로 유의하지는 않지만 글리세린과 요소 도포후의 피부수화도를 어느 정도 변별하는 것으로 보인다(p = 0.418). 이는 보습을 위하여 보습제의 처치 직후부터 피부의 수분이 부족한 상태까지 폭넓게 사용가능 할 것으로 판단된다. 그러나, 피부 수분의 절대치를 측정하는 것이 아니기 때문에 측정치나 수분유지 시간등이 가지는 의미를 부여할 수 있는 연구가 진행 되어야 할 것으로 생각된다.

VI. 결론 및 고찰

Susceptance 방법으로 휴대폰등에 사용 적합하도록 저전압 구

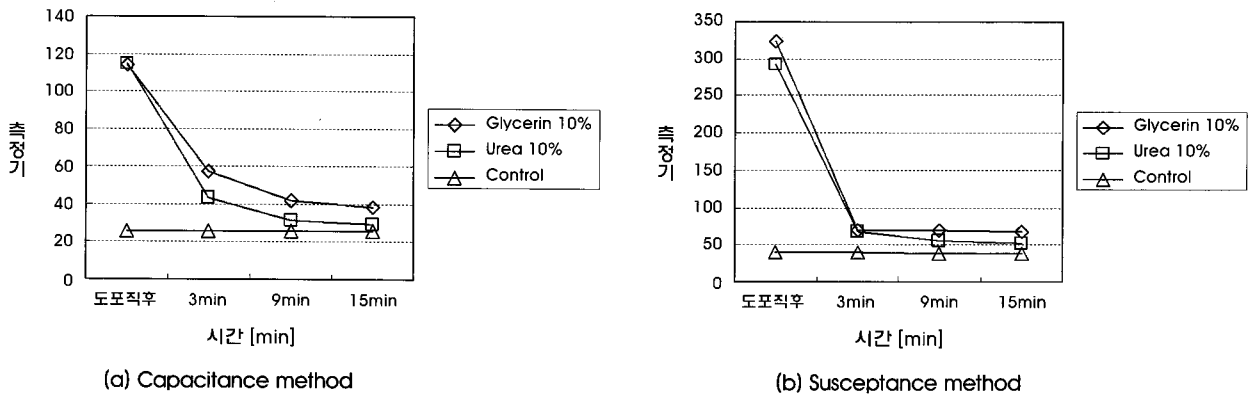


그림 11. 보습상태변화  
Fig. 11. Moisture level (Mean difference, p < 0.05) (a) Capacitance method (b) Susceptance method



## 참고문헌

- [1] John A. McGrath, Jouni Uitto, "The filaggrin story : novel insights into skin-barrier function and disease, *TRENDS in Molecular Medicine*, vol.14 No.1, pp. 20-27, 2007.
- [2] Anthony J. Mancini, Kellee Kaulback, Sarah L. Chamlin, "The Socioeconomic Impact of Atopic Dermatitis in the United States: A Systematic Review, *Pediatric Dermatology*, vol.25 No.1, pp.1-6, 2008.
- [3] Severre Grimnes, Orjan Grottem Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*, Academic Press, 2000, pp.294-296.
- [4] C.W.Blichmann and J.Serup, "Assessment of skin moisture, measurement of electrical conductance, capacitance and trans-epidermal water loss," *Acta. Derm. Venereol(Stockh)*, vol.68, pp. 284-290, 1998.
- [5] D. C. Slater, "Instrumental methods for asscssing skin moisturization,," *Cosmet. Toiletries*, vol. 102, pp.103-109, 1987.
- [6] D. Black, A. Del Pozo, J. M. Lagarde, Y. Gall, "Seasonal variability in the biophysical properties of stratum corneum from different anatomical sites," *Skin Res. Technol.* vol. 6, pp.70-76, 2000.
- [7] T. Yamamoto, Y. Yamamoto, "Analysis for the change of skin impedance." *Med. Biol. Eng. Comput.* vol. 15, pp.219-227, 1977.
- [8] A. O. Barel, P. Clarys, B. Wessels, A. de Romsee, "Non-invasive electrical measurements for evaluating the water content of the horny layer: comparison between capacitance and conductance measurements," in: *Prediction of Percutaneous Penetration: Methods, Measurements, Modeling* Scott, R.C., Guy, R.H., Hadgraft, J., and Boode, H.E., (eds), *IBC Technical Services Ltd, London*, vol. 2, pp. 46, 1991.
- [9] J. W. Fluhr, H. Dickel, O. Kuss *et al*, "Impact of anatomical location on barrier recovery, surface pH and stratum corneum hydration after acute barrier disruption." *Br. J. Dermatol.* vol. 146, pp.770-776, 2002.
- [10] Z. Ya Xian, T. Suetake, H. Tagami, "Number of cell layers of the stratum corneum in normal skin relationship to the anatomical location on the body, age, sex and physical parameters." *Arch. Dermatol. Res.* vol. 291, pp. 555-559, 1999.
- [11] O.,G., Martinsen, S., Grimnes, "On Using Single Frequency Electrical Measurements For Skin Hydration Assessment," *Innov. Techn. Biol. Med.*, vol. 19, no. 5, pp. 395-399, 1998.
- [12] O.,G., Martinsen, S., Grimnes, "Measurement of the effect of topical liposome preparations by low frequency electrical susceptance," *Innov. Techn. Biol. Med.* vol. 17, no. 3, pp. 217-222, 1996.
- [13] T. Agner, J. Serup, "Comparison of Two Electrical Methods for Measurement of Skin Hydration. An Experimental Study on Irritant Patch Test Reactions," *Bioeng. Skin*, vol. 4, pp. 263-269, 1988.
- [14] D. Van Neste, "Comparative Study of Normal and Rough Human Skin Hydration *in vivo*: Evaluation with Four Different Instruments," *J. of Dermatol. Sci.*, vol. 2, pp. 119-124, 1991.
- [15] Boyce M. Morrison, Diana D. Scala, "Comparison of Instrumental Measurements of Skin Hydration," *J. Toxicol.-Cut.& Ocular Toxicol.*, vol. 15, No. 4, pp. 305-314, 1996.