

**Grzegorz TARAPATA, Jerzy WEREMCZUK, Ryszard S. JACHOWICZ**  
POLITECHNIKA WARSZAWSKA, INSTYTUT SYSTEMÓW ELEKTRONICZNYCH

## Standaryzacja miary i system do pomiaru zdolności parowania skóry

mgr inż. Grzegorz TARAPATA

Absolwent Wydziału Elektroniki i Technik Informatycznych Politechniki Warszawskiej. Studia na kierunku Elektrotechnika, specjalność Systemy Pomiarowo Kontrolne, ukończył w 2002 roku. Obecnie prowadzi prace nad zakończeniem rozprawy doktorskiej. Zainteresowania naukowe dotyczą metod pomiarów wilgotności, higrometrów punktu rosy, systemów mikroprocesorowych oraz interfejsów bezprzewodowych.

e-mail: gtarapat@elka.pw.edu.pl



dr inż. Jerzy WEREMCZUK

Otrzymał tytuł magistra i doktora na Wydziale Elektroniki i Technik Informatycznych Politechniki Warszawskiej w odpowiednio w latach 1988 i 2000. Zainteresowania naukowe dotyczą higrometrów punktu rosy oraz inteligentnych czujników i sieci pomiarowych. Jest autorem ponad 55 publikacji i 5 patentów. Otrzymał nagrodę Polskiej Akademii Nauk oraz dwie nagrody Rektora Politechniki Warszawskiej.

e-mail: J.Weremczuk@elka.pw.edu.pl



prof. dr hab. Ryszard JACHOWICZ

Kierownik Zakładu Mikrosystemów i Systemów Pomiarowych. Główne zainteresowania badawcze i aktywność naukowa w dziedzinie mikrosystemów i czujników półprzewodnikowych, w tym czujników wilgotności gazów. Kierował siedmioma projektami międzynarodowymi w tej tematyce (2 z USA, 4z UE i 1 z Singapurem) i wieloma krajowymi projektami badawczymi. „Visiting professor” w Technische Universität w Wiedniu i Lehigh University w USA, „guest scientist” w NIST (dawniej NBS), USA i MIT, USA. Autor i współautor ponad 140 publikacji naukowych i 14 patentów. Członek wielu zagranicznych i krajowych rad naukowych konferencji, czasopism i organizacji. Profesor zwyczajny Politechniki Warszawskiej.

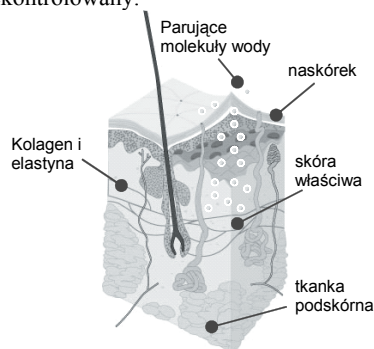
e-mail: Rsjach@ise.pw.edu.pl



### 1. Wstęp

Zewnętrzna warstwa skóry – naskórek pełni bardzo ważną rolę w gospodarce wodnej organizmu człowieka, ochronie organizmu przed czynnikami zewnętrznymi oraz jest odpowiedzialna za wiele funkcji fizjologicznych. Dzięki swej znacznej powierzchni, wysokiemu stopniu zróżnicowania anatomicznego oraz różnorodności czynności biologicznych skóra jest narządem bezwzględnie niezbędnym do prawidłowego funkcjonowania organizmu jako całości. Niski poziom wody w skórze powoduje poważne zakłócenia w jej funkcjonowaniu. Dlatego tak ważne jest jej odpowiednie nawilżenie.

Przekrój przez skórę ludzką przedstawiony jest na rys. 1. Górna warstwa skóry – naskórek odpowiedzialny jest za właściwe utrzymywanie stopnia uwodnienia skóry właściwej i nie pozwala wodzie znajdującej się między komórkami ciała wyparowywać w sposób niekontrolowany.



Rys. 1. Budowa skóry ludzkiej  
Fig. 1. Human skin cross section

### Streszczenie

Skóra ludzka pełni bardzo ważną rolę w organizmie człowieka i chroni przed wpływem czynników zewnętrznych oraz odpowiada za wiele funkcji fizjologicznych. Jednym z parametrów opisujących stan skóry jest współczynnik przelnaskórkowej utraty wody (TEWL). Do pomiaru tych współczynników został skonstruowany system pomiarowy oparty na innowacyjnej metodzie pomiaru przyrostu wilgotności powietrza w zamkniętej komorze pomiarowej, za pomocą półprzewodnikowego higrometru punktu rosy. Dzięki bardzo dobrym parametrom pomiarowym zaprojektowanego systemu możliwy jest pomiar dynamicznych zmian wilgotności w komorze pomiarowej związanych z procesem parowania wody ze skóry. Dotychczasowe przyrządy pomiarowe mierzą głównie współczynnik TEWL. Współczynnik ten nie jest najlepszy do pełnego opisu stanu zdrowia skóry. Dlatego został opracowany elektryczny model skóry, na podstawie którego możliwe jest wyznaczenie dodatkowo rezystancji dyfuzyjnej skóry ludzkiej. W referacie zaproponowano nową metodę parametryzacji i analizy otrzymywanych wyników pomiarowych.

**Słowa kluczowe:** TEWL, pomiar wilgotności, higrometr punktu rosy

### Human skin parameterization and measurement stand for TEWL

#### Abstract

Human skin plays important role in human body protection from environmental influences and is responsible for many physiological functions. One of them is water barrier function that can be characterized by so-called TransEpidermal Water Loss (TEWL) factor. The new device for TEWL measurement, based on dew point hygrometer, was constructed. Thanks to good dynamic properties of measurement system it is possible to measure TEWL factor. Additionally water barrier resistance is estimated with special electrical model of human skin evaporation.

**Keywords:** TEWL, humidity measurement, dew point hygrometer

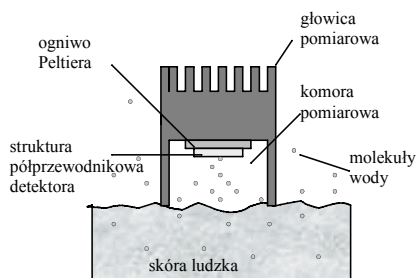
Skóra sucha łuszczy się, staje się szorstka, mniej elastyczna, co jest nie tylko źródłem nieprzyjemnych odczuć, ale również jest wrażliwa na kosmetyki i różnego rodzaju detergenty. Pojawia się wówczas pieczenie, swędzenie i zaczerwienienie.

Stan ludzkiej skóry (normalna, sucha, atopowa) można charakteryzować między innymi za pomocą współczynnika utraty wody (ang. TEWL – TransEpidermal Water Loss) zwyczajowo wyrażanego w  $[g/(m^2 \cdot h)]$ . Typowo dla zdrowej skóry wartość TEWL mieści się w granicach od 5 do 25  $g/m^2 \cdot h$ . Współczynnik ten zależy od wielu czynników takich jak wiek, płeć, miejsce powierzchni ciała, temperatura skóry, potliwość czy stan emocjonalny pacjenta. Wpływ mają również czynniki zewnętrzne takie jak: temperatura, wilgotność czy przepływ otaczającego skórę powietrza. Zatem istotną rzeczą dla prawidłowego prowadzenia pomiarów jest standaryzacja warunków otoczenia i właściwe przygotowanie pacjenta do badań [1].

Współczynnik TEWL jest najczęściej mierzonym parametrem skóry, chociaż pełniejszą informację o stanie zdrowia skóry można wyrazić za pomocą rezystancji dyfuzyjnej skóry  $R_{sc}$ , którą bardzo trudno zmierzyć metodami nieinwazyjnymi, a którą można w sposób pośredni wyznaczyć z pomiarów uzyskanych naszym systemem pomiarowym.

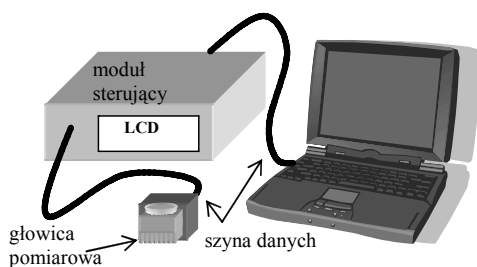
## 2. Konstrukcja systemu pomiarowego

Do pomiaru współczynnika TEWL znanych jest kilka rodzajów tewametrów [2],[3]. Wszystkie one oparte są na wykorzystaniu sorpcyjnych czujników wilgotności, których stała czasowa jest porównywalna ze stałą czasową oddawania wody przez skórę. Tewametr skonstruowany przez autorów oparty jest na innowacyjnej metodzie pomiaru przyrostu wilgotności powietrza w zamkniętej komorze pomiarowej, za pomocą półprzewodnikowego higrometru punktu rosy [4, 5]. Schemat budowy głowicy pomiarowej oraz sposób pomiaru został przedstawiony na Rys. 2. Mierzona przez system wilgotność wyrażona jest w temperaturze punktu rosy.



Rys. 2. Przekrój przez głowicę pomiarową  
Fig. 2. Schematic cross section of the measurement head

Głowica pomiarowa zbudowana jest z jednostronnie zamkniętej cylindrycznej komory pomiarowej, w której znajduje się detektor punktu rosy. Szczegóły dotyczące budowy detektora oraz zasady działania higrometru punktu rosy zostały opisane w [6], [7]. Wyniki pomiarowe z głowicy są wysyłane do głównego mikroprocesorowego sterownika, skąd po wstępnej obróbce przesyłane są do komputera (Rys. 3). W komputerze zebrane dane są archiwizowane w specjalnej aplikacji a następnie poddawane zaawansowanej analizie w celu wyznaczenia interesujących parametrów.



Rys. 3. Schemat systemu do pomiaru współczynnika TEWL  
Fig. 3. Schematic of measurement system for TEWL factor determination

System w warunkach początkowych (przed przyłożeniem głowicy pomiarowej do badanego miejsca) mierzy wilgotność otoczenia. W momencie przyłożenia otwartą stroną głowicy do interesującego punktu pomiarowego tworzy się układ zamknięty, a parujące ze skóry molekuly wody zwiększają wilgotność w komorze pomiarowej. Pomiar polega na rejestracji przyrostu wilgotności w komorze pomiarowej.

Znając przebieg zmian temperatury punktu rosy w komorze pomiarowej z równania gazu doskonałego (1), można obliczyć masę wody (2), jaka w danym momencie znajduje się w komorze pomiarowej.

$$p_{sw}V = nRT \quad (1)$$

gdzie:  $p_{sw}$  - jest ciśnieniem cząstkowym pary wodnej dla temperatury punktu rosy,  $V$  - objętością komory,  $n$  - liczba moli cząsteczek wody,  $R$  i  $T$  odpowiednio stałą gazową i temperaturą gazu.

$$m_w = \frac{p_{sw}V}{R_v T} [g] \quad (2)$$

gdzie:  $m_w$  - jest masą cząsteczek wody w gazie,  $p_{sw}$  - ciśnieniem cząstkowym pary wodnej,  $R_v$  - stałą gazową pary wodnej.

Korzystając z formuły Sonntag'a (3) [8], ze zmierzonych temperatur punktu rosy gazu wyznacza się ciśnienie cząstkowe nasyconej pary wodnej.

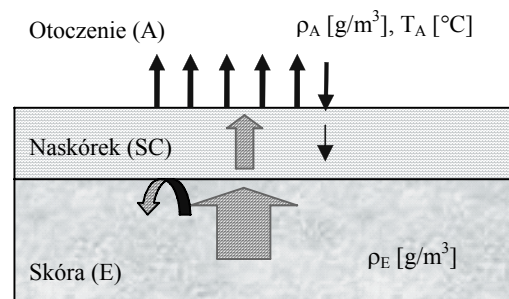
$$p_{sw} = \exp[-6096,9 \cdot T^{-1} + 21,2 - 2,71 \cdot 10^{-2} \cdot T + 1,674 \cdot 10^{-5} \cdot T^2 + 2,434 \cdot \ln T] \quad (3)$$

gdzie:  $T$  - temperatura punktu rosy wyrażona w [K].

Mając daną powierzchnię parowania i czas trwania pomiaru otrzymujemy bezpośrednio wartość współczynnika TEWL. Weryfikacja działania przyrządu wymagała stworzenia wzorca o znanym współczynniku parowania, który oddawałby wodę w sposób ciągły i stabilny.

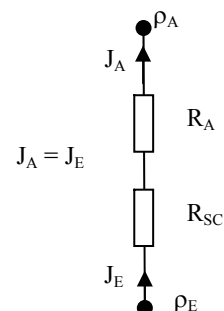
## 3. Model parowania skóry

Naskórek dzięki swoim własnościom pełni rolę bariery przed nadmierną utratą wody i w określonych warunkach otoczenia ustala się szybkość parowania wody, która jest określana jako współczynnik przelnaskórkowej utraty wody (TEWL). Współczynnik ten zależy od koncentracji wody w otoczeniu, koncentracji wody w skórze i od szczelności bariery naskórka (Rys 4).



Rys 4. Proces parowania skóry  
Fig. 4. Model of evaporation process

Proces parowania z Rys. 4 można przedstawić za pomocą modelu elektrycznego jak na Rys. 5, w którym różnice potencjałów reprezentują koncentracje molekuly wody  $\rho_A$  i  $\rho_E$  odpowiednio w otoczeniu i w skórze, a rezystancje  $R_A$  i  $R_{SC}$  są rezystancjami dyfuzyjnymi powietrza i naskórka. Parametry  $J_A$  i  $J_E$  reprezentują strumień molekuly wody (gęstość prądu). Przy wykluczeniu innych mechanizmów transportu wody są sobie równe i odpowiadają współczynnikowi TEWL.



Rys 5. Model elektryczny parowania skóry  
Fig. 5. Electrical model of free skin evaporation

W ustalonych warunkach otoczenia strumień wody parujący ze skóry zależy tylko od rezystancji bariery naskórka. Wynika stąd wniosek, że aby wyniki pomiarów współczynnika TEWL z różnych okresów, a także z różnych przyrządów mogły być porównywalne, konieczne jest przeprowadzanie tych badań w ściśle określonych warunkach otoczenia. Warunki te zostały przedstawione w [1].

Korzystając z pierwszego prawa Ficka szybkość parowania można zapisać za pomocą wzoru (4)

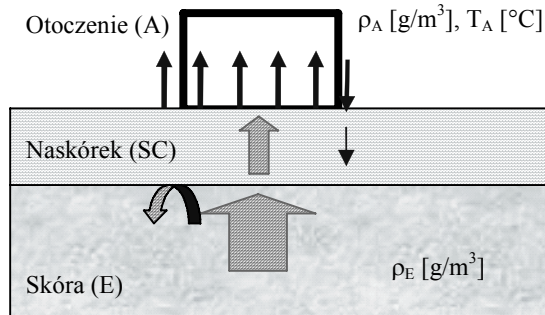
$$\frac{\partial m}{\partial t} = D \cdot A \cdot \frac{\partial \rho}{\partial x} \quad (4)$$

gdzie:  $D$  jest współczynnikiem dyfuzji,  $A$  – powierzchnią parowania a  $\rho$  – koncentracją molekuł wody.

Przyrównując wzór (4) do prawa Ohma  $I = U \cdot R^{-1}$  można wyznaczyć następujące zależności:

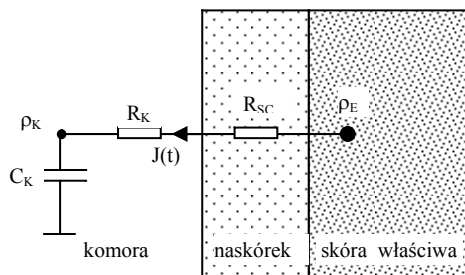
$$I = \frac{\partial m}{\partial t} ; U = \partial \rho ; \frac{1}{R} = \frac{D \cdot A}{\partial x} \quad (5)$$

W przypadku pomiaru systemem z zamkniętą głowicą pomiarową, parowanie ze skóry ludzkiej można przedstawić jak na rysunku 6.



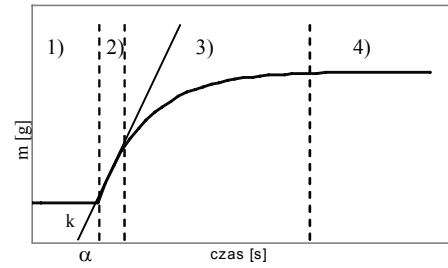
Rys 6. Pomiar parametrów skóry z zamkniętą komorą pomiarową  
Fig 6. Idea of skin measurement with close chamber method

Po dotknięciu komorą pomiarową do badanej powierzchni, następuje wypełnianie objętości komory parującymi molekułami wody. Proces ten można przedstawić za pomocą elektrycznego modelu RC przedstawionego na rys 7.



Rys 7. Model elektryczny pomiaru parametrów skóry metodą z zamkniętą komorą pomiarową  
Fig. 7. Electrical model of skin evaporation with close measurement chamber

Potencjał  $\rho_K$  reprezentuje koncentrację molekuł wody znajdującej się w komorze pomiarowej przed pomiarem i odpowiada on wilgotności otoczenia i wyrażony jest w  $g/m^3$ . Potencjał  $\rho_E$  reprezentuje koncentrację wody w skórze właściwej. Rezystancje  $R_K$  oraz  $R_{SC}$  stanowią odpowiednik rezystancji dyfuzyjnej wody w komorze oraz rezystancji dyfuzyjnej naskórka. Rezystancje te wyrażone są w  $h/m^3$  i można je interpretować jako czas, jaki jest potrzebny do transportu molekuł wody z jednej powierzchni na drugą na dana odległość. Kondensator  $C_K$  reprezentuje pojemność komory wyrażoną w  $m^3$ .



Rys 8. Teoretyczna charakterystyka pomiarowa  
Fig 8. Theoretical measurement characteristic

W metodzie tej przyrost koncentracji molekuł wody w komorze pomiarowej, w uproszczony sposób został pokazany na Rys. 8. Krzywą tą można opisać funkcją wykładniczą typu:

$$y = B - A \cdot e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (6)$$

Na Rys. 8 można wydzielić cztery obszary. Obszary 1 i 4 w którym system pokazuje stabilne wartości, które odpowiadają odpowiednio wilgotności otoczenia i równowagowej wilgotności w komorze w układzie skóra-komorę pomiarową. Obszar 3 przejściowy, w którym wilgotność narasta wykładniczo do wartości równowagowej. Oraz obszar 2, w którym masa wody w komorze przyrasta liniowo, z taką szybkością jak do otoczenia (przed przyłożeniem komory pomiarowej). Obrazuje to prosta  $k$  o nachyleniu  $\alpha$ .

W celu wyznaczenia współczynnika TEWL należy znaleźć współczynniki z równania (6) a następnie wyznaczyć pochodną krzywej aproksymującej w punkcie rozpoczęcia pomiaru. Pochodna ta unormowana do powierzchni komory jest bezpośrednio wyrażona w jednostkach TEWL, czyli w  $\frac{g}{hm^2}$ .

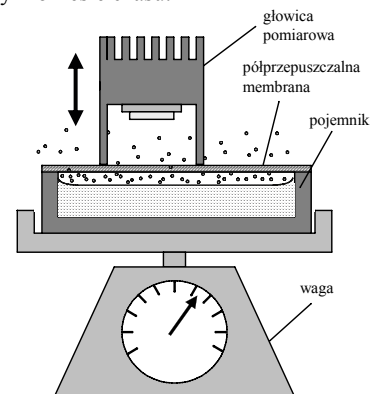
Dodatkowo znając stałą czasową  $\tau$  [s] oraz pojemność  $C_K$  jako objętość komory w  $m^3$  można wyznaczyć rezystancję obwodu z Rys. 7 ze wzoru:

$$\tau = (R_K + R_{SC}) \cdot C_K \quad (7)$$

Ponieważ  $R_K$  jest parametrem stałym i zależnym tylko do długości komory pomiarowej oraz od jej temperatury uzyskujemy w ten sposób informację o rezystancji bariery dyfuzyjnej naskórka.

## 4. Wyniki badań

Współczynnik TEWL skóry ludzkiej jest bardzo wrażliwy na zmiany warunków otoczenia, a dodatkowo na wynik pomiarów wpływa stan emocjonalny. W celu uzyskania stabilnych wyników badań został skonstruowany specjalny generator zbudowany z pojemnika z wodą, który został przykryty półprzepuszczalną membraną (Rys. 9). Zaletą tego rozwiązania jest wrażliwość tylko na warunki otoczenia. Przy zachowaniu stałej temperatury oraz wilgotności można uzyskać stabilne wyniki zarówno w krótszym jak i w dłuższym okresie czasu.



Rys 9. Schemat generatora wzorcowego do pomiaru TEWL  
Fig. 9. The idea TEWL generator

Do testów użyto trzech rodzajów generatorów wilgotności. Dwa były przykryte membranami o różnej przepuszczalności, a trzecim generatorem był materiał nasączony wodą. Membrana pierwsza była wykonana z papieru o gramaturze  $80\text{g}\cdot\text{m}^{-2}$ , natomiast membrana druga została dodatkowo pokryta emulsją kosmetyczną. Współczynnik utraty wody (ER) został wyznaczony za pomocą metody wagowej, która polega na warzeniu ubytku masy wody w czasie. Przy znanej powierzchni parowania można wyznaczyć współczynnik ER ze wzoru

$$ER_{\text{kal}} = \frac{\Delta m}{S \cdot \Delta t} \left[ \frac{\text{g}}{\text{m}^2 \cdot \text{h}} \right] \quad (8)$$

gdzie S jest całkowitą powierzchnią parowania.

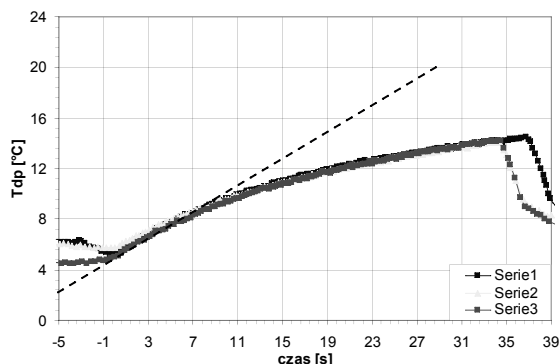
Wyznaczone metodą wagową wartości ER zostały zebrane w Tab. 1.

Tab. 1. Wzorcowe współczynniki parowania ER  
Tab. 1. Model evaporation rate (ER) factors

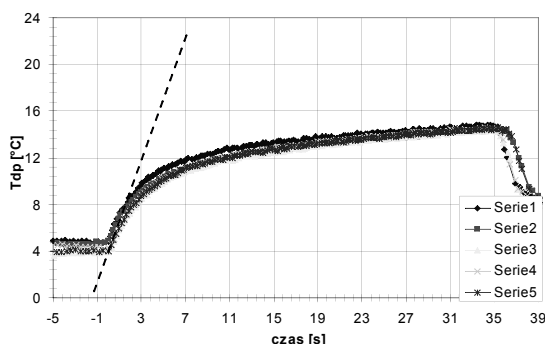
	membrana papierowa z emulsją	membrana papierowa	materiał nasączony wodą
ER [ $\text{g}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{h}^{-1}$ ]	8,3	32	98

Na Rys. 10, 11, 12 przedstawiono kilka charakterystyk pomiarowych dla omówionych powyżej generatorów parowania. Można zauważyć, że charakterystyki te różnią się zarówno szybkością narastania wilgotności jak i wartością maksymalną. Najmniejsze nachylenia początkowe (a więc najmniejszy ER) mają krzywe dla membrany z emulsją kosmetyczną. Świadczy to o dużej rezystancji dyfuzyjnej. Większe nachylenie uzyskano dla czystej membrany papierowej. Natomiast dla pomiaru bezpośrednio nad moką powierzchnią (bez membrany) uzyskano nachylenie największe.

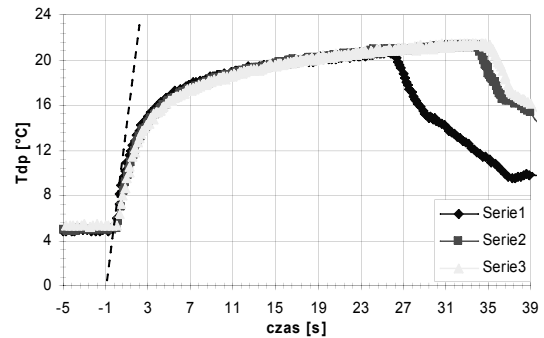
Różne wartości wilgotności maksymalnej ( $T_{dp}$ ) około  $16^\circ\text{C}$  i  $22^\circ\text{C}$  dla generatorów z membranami oraz mokrej powierzchni świadczą o różnej koncentracji wody źródła parowania. Jest to oczywiste, ponieważ dla kubeczków źródłem molekuł wody jest woda zawarta w powietrzu przed membraną, natomiast wilgotnego materiału jest woda w postaci ciekłej.



Rys 10. Charakterystyki pomiarowe dla membrany z emulsją kosmetyczną  
Fig. 10. Measurement characteristic for membrane with cosmetic cream



Rys 11. Charakterystyki pomiarowe dla czystej membrany papierowej  
Fig. 11. Measurement characteristic for paper membrane



Rys 12. Charakterystyki pomiarowe bezpośrednio nad mokrej gąbki  
Fig. 12. Measurement characteristics for wet sponge

W Tab. 2 przedstawiono wyniki pomiarowe uzyskane z opisanego modelu parowania. Wyznaczone współczynniki parowania (ER) dość dobrze odpowiadają danym z Tab. 1. a uzyskane rezystancje dobrze parametryzują badane generatory. Najmniejszą rezystancję uzyskano dla wilgotnego materiału, która reprezentuje rezystancję dyfuzyjną komory. Rezystancja dla membrany z emulsją jest znacznie większa w porównaniu z czystą membraną papierową. Widać stąd, że emulsja ta bardzo dobrze hamuje szybkość parowanie z danej powierzchni.

Tab. 2. Wyniki pomiarowe  
Tab. 2. Measurement results

	ER		R	
	średnia [ $\text{g}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{m}^{-2}$ ]	odchylenie STD	średnia [ $\text{h}\cdot\text{m}^{-3}$ ]	odchylenie STD
membrana z emulsją	7,9	0,9	13099	948,3
membrana papierowa	35,9	3,3	1518	247,3
wilgotny materiał	98,8	7,8	1110	134,5

## 5. Podsumowanie

Zaproponowana metoda pomiaru parametrów skóry została sprawdzona na sztucznych generatorach parowania. Dzięki opracowanemu modelowi parowania możliwe jest wyznaczanie dodatkowych parametrów takich jak rezystancja dyfuzyjna, który lepiej opisuje jakość bariery wodnej, co zostało przedstawione w artykule. Uzyskane parametry mierzonych membran ściśle korelują z oczekiwanymi wynikami oraz pomiarami wagowymi.

## 6. Literatura

- [1] Pinnagoda J., Tupker R. A., Agner T., Serup J.: „Guidelines for Transepidermal Water Loss (TEWL) measurement”, A report from the Standardization Group of the European Society of Contact Dermatitis. Contact Dermatitis 1990, 22, 164-178
- [2] <http://www.biox.biz/>
- [3] <http://www.delfintech.com/>
- [4] R. Jachowicz; „Dew Point Hygrometer with Heat Injection - Principle of Construction and Operation”; Sensors and Actuators, Elsevier Seq., Vol. 7, No.1-3, 1992, pp.455-459.
- [5] R. Jachowicz, J. Weremczuk, G. Tarapata, D. Paczesny: „Konstrukcja półprzewodnikowego detektora punktu rosy do zastosowań medycznych.” VIII Konferencja Czujniki Optoelektroniczne i Elektroniczne, Wrocław, Czerwiec 2004. pp. 9-12.
- [6] R. Jachowicz, J. Weremczuk, G. Tarapata: „Fast Dew Point Hygrometer for Measurements of Human Skin Evaporation Factor.” 18th European Conference on Solid-State Sensors, EUROSENSORS XVIII, Roma, September 2004. pp. 60-63.
- [7] R. Jachowicz, J. Weremczuk, G. Tarapata: „Transepidermal Water Loss Sensor Based on Fast Dew Point Hygrometer” Sensors and Actuators A Physical. 2005. pp. 7-11.
- [8] Wexler, A. Wildhack: „Humidity and moisture”, International Symposium on Humidity and Moisture vol 3, 1965