

Sandra SOBIESKA, Brygida ZIMOWSKA, Sylwia ŁAGAN, Instytut Mechaniki Stosowanej, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Politechnika Krakowska, Kraków

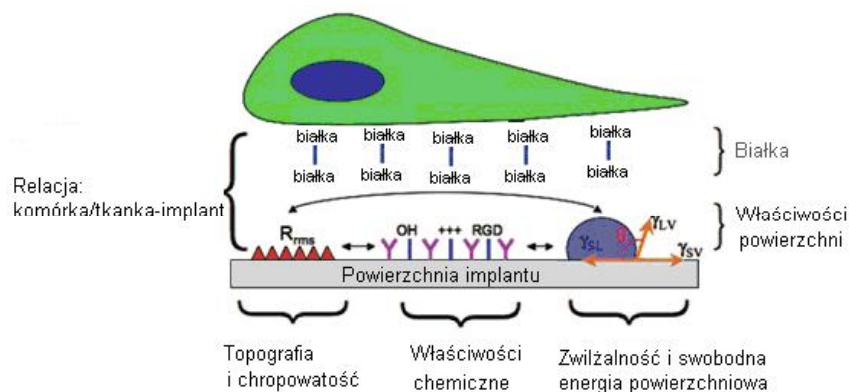
## PORÓWNANIE ZWILŻALNOŚCI ORAZ SWOBODNEJ ENERGII POWIERZCHNIOWEJ BIOMATERIAŁÓW I TKANKI KOSTNEJ

**Streszczenie:** Celem przedstawionych badań było porównanie zwilżalności oraz swobodnej energii powierzchniowej tkanki kostnej i chrzęstnej pochodzenia zwierzęcego oraz wybranych biomateriałów, wykorzystując model Owens'a-Wendt'a. W badaniach przeprowadzonych w Zakładzie Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki Politechniki Krakowskiej wyznaczono również kąt zwilżania tych materiałów.

**Słowa kluczowe:** kąt zwilżania, swobodna energia powierzchniowa, model Owens'a-Wendt'a, hydrofobowość, hydrofilowość

### 1. WSTĘP

Powierzchnie kontaktowe biomateriałów poddawane są wielu analizom, w tym również pod względem reakcji na roztwory wodne. Metodą badań kości uwzględnia badania *in vitro*, które wymagają odtworzenia i dostosowania warunków fizycznych i chemicznych do obiektu badań (rys. 1). Drugim rodzajem badań są badania *in vivo*, które z kolei sprawdzają się przede wszystkim do badań pośrednich i nieniszczących.



Rys. 1. Cechy powierzchni implantu (warstwy wierzchniej) wpływające na odpowiedź komórki (na podst. [4])

Prace naukowe prowadzone w celu oceny wpływu zwilżalności powierzchni i powiązanej z nią hydrofobowością lub hydrofilowością na oddziaływania biomateriał-środowisko biologiczne, wykazały zależność między charakterem powierzchni a liczbą zaadsorbowanych białek oraz ich zmianami konformacyjnymi. Jedną z metod oceny charakteru powierzchni jest określenie jej zwilżalności przez różne ciecze oraz wyznaczenie swobodnej energii

powierzchniowej, w ten sposób można projektować implanty ukierunkowane na stymulację odpowiedzi tkanki [2,3].

Współcześnie realizowane są badania nad oceną możliwości hodowania linii komórkowych osteoblastów i chondrocytów na podłożu z biomateriałów dedykowanych na implanty kostne. W przypadku urazów tkanki kostnej kluczowe staje się uzyskanie trwałej osteointegracji, a zatem interakcji pomiędzy implantem a organizmem, wymuszającej odpowiedź organizmu, polegającą na osadzeniu, proliferacji i różnicowaniu komórek.

## 2. METODYKA BADAŃ

Celem pracy było wyznaczenie kąta zwilżenia oraz energii swobodnej dla kości oraz dwóch biomateriałów metalowych wykorzystywanych w zespoleniach złamań. Pomiary kąta zwilżania wykonano dla sześciu grup materiałów. Grupy I, II, III, IV stanowiły materiały pochodzenia zwierzęcego (staw kolanowy) tj. chrząstka wołowa (I), świeża kość (II) wołowa, świeża kość wieprzowa (III) oraz wysuszona kość wołowa (IV), zaś grupy (V)-stal 316L i (VI)-stop NiTi. Zatem otrzymane wyniki stanowiąc będą modelowe rozpoznanie możliwości porównania oznaczanych wielkości.

Pomiar kąta zwilżania został zrealizowany na stanowisku badawczym złożonym z aparatu firmy Advex Instruments z kamerą do wykonywania zdjęć kropli cieczy naniesionej na warstwę wierzchnią powierzchni próbki oraz programu See System służącego do analizy zarejestrowanego obrazu kropli (rys.2). W trakcie badań nanoszono krople cieczy pomiarowych, za pomocą mikropipety, o objętości 4,5 [μl]. Wykonano pomiary kąta zwilżania (rys.3) wodą destylowaną ( $\theta_w$ ) oraz diiodometanem ( $\theta_d$ ). Przyjęte do obliczeń wartości swobodnych energii powierzchniowych (SEP) oraz ich składowe: polarną i dyspersyjną dla metody Owens'a-Wendt'a podano w tabeli 1. Pomiar wszystkimi cieczami wykonano co najmniej 10 razy dla wszystkich badanych próbek.



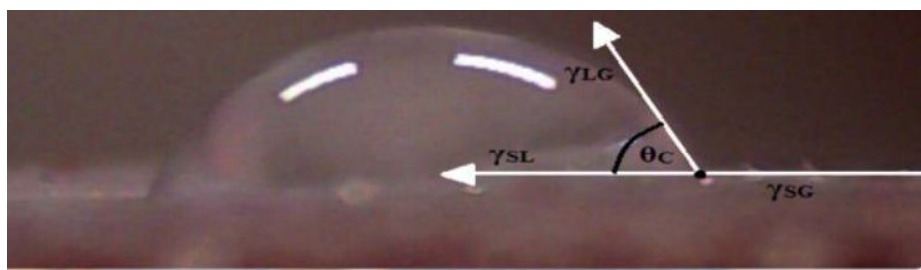
Rys.2. Stanowisko pomiarowe do analizy kąta zwilżania i wyznaczenia SEP

Tabela 1. Wartości SEP i poszczególnych ich składowych dla cieczy pomiarowych stosowanych w metodzie Owens'a-Wendt'a [5]

Ciecz pomiarowa	$\gamma_L$ [mJ/m <sup>2</sup> ]	$\gamma_L^d$ [mJ/m <sup>2</sup> ]	$\gamma_L^p$ [mJ/m <sup>2</sup> ]
woda destylowana	72,8	21,8	51,0
dijodometan	50,8	50,8	0

$\gamma_s^d$  - składowa dyspersyjna (Lifshitz-Van der Waals'a {LW})

$\gamma_s^p$  - składowa polarna (Lewis kwas-zasada {AB})



Rys.3. Widok naniesionej kropli cieczy pomiarowej na powierzchni tkanki kostnej

### 3. OMÓWIENIE I DYSKUSJA WYNIKÓW

W efekcie zrealizowanych badań otrzymano wartości kąta zwilżania powierzchni oraz swobodnej energii powierzchniowej wybranych grup materiałów kostnych zaprezentowane w tabeli numer 2 i 3. Zauważalna różnica w wartościach kąta zwilżania badanych powierzchni (tab.2) wynika z różnych właściwości cieczy wybranych do analiz (tab.1).

Tabela 2. Wyniki pomiarów kąta zwilżania analizowanych grup materiałowych

Ciecz pomiarowa	Kąt zwilżania [°]					
	Grupa 1	Grupa 2	Grupa 3	Grupa 4	Grupa 5	Grupa 6
woda destylowana	71.22	79.23	53.50	83.22	73.67	52.48
dijodometan	52.12	28.15	30.33	51.50	39.48	33.52

Tabela 3. Wyniki SEP dla analizowanych grup materiałowych

Grupa badawcza	$\gamma_s$ [mJ/m <sup>2</sup> ]	$\gamma_s^{LW}$ [mJ/m <sup>2</sup> ]	$\gamma_s^{AB}$ [mJ/m <sup>2</sup> ]	$\gamma_s^+$ [mJ/m <sup>2</sup> ]	$\gamma_s^-$ [mJ/m <sup>2</sup> ]
Grupa 1	41.95	33.09	8.86	10.87	10.85
Grupa 2	47.74	44.97	2.77	5.23	8.36
Grupa 3	58.44	44.09	14.35	7.54	6.02
Grupa 4	37.11	33.44	3.68	5.46	8.72
Grupa 5	58.44	44.09	14.35	7.54	6.02
<b>Grupa 6</b>	58.14	42.70	15.44	5.66	5.60

Powszechnie wiadomo, że hydrofilowe powierzchnie korzystnie wpływają na adhezję oraz aktywności osteoblastów oraz wielu innych typów komórek [2,3]. Prawdopodobnie związane jest to z większą adsorpcją białek hydrofilowych niż tych o charakterze hydrofobowym o mniejszym znaczeniu dla adhezji komórek. Ocena swobodnej energii powierzchniowej wykazuje związek wyższych wartości SEM z osadzaniem się hydrofilowych komórek. Uważa się również, że kąt zwilżania na poziomie  $\theta = 65$  [°] stanowi o zróżnicowaniu powierzchni biomateriałów przez komórki na hydrofilowe/hydrofobowe [3]. W prezentowanych wynikach badań widać to w grupie (IV) o najniższej energii, lecz największym kącie zwilżania. Autorzy [2-4] sugerują również wpływ energii powierzchniowej na różnicowanie osteoblastów, szczególnie w fazie mineralizacji, a zatem możliwe staje się skorelowanie energii powierzchniowej z przestrzennymi zmianami wzrostu komórek (ukierunkowana regeneracja tkanek).

Prezentowane badania zrealizowano na materiale pochodzenia zwierzęcego (zarówno świeżym, do 12 h od pobrania) oraz suchym (6 miesięcy od pobrania). Uwidoczniono wyraźną różnicę w oznaczanych parametrach w grupie suszonej i świeżej. Natomiast poszukując korelacji wielkości, widać zbliżone parametry grupy III (materiał wieprzowy) do grup V i VI (materiały metalowe). W oparciu o doniesienia literaturowe [1] można

wnioskować również o korzystnych właściwościach warstwy wierzchniej badanych materiałów implantacyjnych w aspekcie zwilżalności i SEP dla tkanek żywych.

## LITERATURA

- [1] Baxter L., et al.: Fibroblast and osteoblast adhesion and morphology on calcium phosphate surface European Cells and Materials, Vol. 4, pp. 1-17, 2002
- [2] Kubies D., et al.: The Interaction of Osteoblasts With Bone-Implant Materials:1. The Effect of Physicochemical Surface Properties of Implant Materials, *Physiol. Res.* 60: 95-111, 2011
- [3] Lim J., et al.: Surface energy effects on osteoblast spatial growth and mineralization, *Biomaterials* 29, 1776-1784, 2008
- [4] Webster T.J. (ed.): Nanotechnology Enabled In situ Sensors for Monitoring Health, Springer Science, Business Media, LLC 2011, Chapter 2 Monitoring Tissue Healing Through Nanosensors, Yang L., Webster T.J., dostępne.27.09.2013
- [5] Żenkiewicz M.: Adhezja i modyfikowanie warstwy wierzchniej tworzyw wielkocząsteczkowych, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 2000

## COMPERISON OF WETTABILITY AND SURFACE FREE ENERGY OF BIOMATERIALS AND BONE TISSUE

**Abstract:** The aim of this study was to compare the wettability and surface free energy of animal's bone and cartilage and selected biomaterials, using the Owens-Wendt's model. In a study conducted at the Department of Experimental Mechanics and Biomechanics, Technical University of Cracow designate the contact angle of the material.

**Keywords:** contact angle, surface free energy SFE, Owens-Wendt model, hydrophobicity, hydrophilicity