

# PRÓBA SKONSTRUOWANIA HYDROŻELOWYCH IMPLANTÓW DYSKÓW MIĘDZYKRĘGOWYCH- BADANIA EKSPERYMEN- TALNE I NUMERYCZNE

PRZEMYSŁAW STASICA\*, MICHAŁ CIACH\*\*, MACIEJ RADEK\*\*\*,  
JANUSZ M. ROSIAK\*

\*MIĘDZYRESORTOWY INSTYTUT TECHNIKI RADIACYJNEJ  
POLITECHNIKI ŁÓDZKIEJ W ŁÓDZI

\*\*ZAKŁAD AUTOMATYKI I BIOMAECHANIKI

POLITECHNIKI ŁÓDZKIEJ W ŁÓDZI

\*\*\*KLINIKA NEUROCHIRURGII

WOJSKOWEJ AKADEMII MEDYCZNEJ W ŁÓDZI

## Streszczenie:

Celem badań była próba opracowania implantu mogącego zastępować zdegenerowany dysk międzykręgowy w kręgosłupie człowieka. Do budowy implantu wykorzystano biogodne hydro-żele otrzymywane przy użyciu techniki radiacyjnej z następujących monomerów: VP (N-winylopirolidon), HEMA (metakrylan 2-hydroksyetylu), MMA (metakrylan metylu) i przepuszczalną dla wody tkaninę poliestrową. Przeprowadzono testy wytrzymałościowe próbek hydrożeli i prototypów implantów. Opracowano komputerowy model lędźwiowego odcinka kręgosłupa, L2 - L3 z kręgami separowanymi naturalnym dyskiem oraz z kręgami separowanymi parą implantów. Przeprowadzono szereg eksperymentów obliczeniowych, w których symulowano osiowe obciążanie badanego segmentu.

## Wprowadzenie

### Dyski międzykręgowe

Strukturę kręgosłupa tworzą 24 kręgi pooddzielane dyskami międzykręgowymi oraz liczne mięśnie i przyczepy zakotwiczone na ich powierzchni. Dyski międzykręgowe składają się na około jedną czwartą długości całego kręgosłupa i pełnią rolę swego rodzaju poduszek łagodzących nacisk na kręgi powstający w trakcie ruchu ciała. Absorbują one nacisk i naprężenia przenoszone przez kolumnę kręgosłupa.

W dysku można wydzielić trzy zasadnicze części: otoczkę włóknistą, jądro i płytki zewnętrzne [1, 2, 3, 4, 5]. Zbudowana z włókien kolagenowych otoczka włóknista (anulus fibrosus) zamykająca w sobie jądro, to struktura, której podstawowym zadaniem jest tłumienie naprężeń wywołanych obciążeniem, zginaniem lub skręcaniem kręgosłupa, czyli skutkami codziennej aktywności fizycznej człowieka. Otoczka jest połączona z płytkami zewnętrznymi za pomocą kolagenowych lameli lub odrębnych warstw włókien. Przesunięte nieco od środka dysku jądro (nucleus pulposus) jest żelowatą strukturą o wysokim stopniu zawartości wody. Połączenie żelowej natury jądra i usztyw-

# APPROACH TO CONSTRUCT HYDROGEL INTERVERTEBRAL DISC IMPLANTS - EXPERIMENTAL AND NUMERICAL INVESTIGATIONS

...?...

PRZEMYSŁAW STASICA\*, MICHAŁ CIACH\*\*, MACIEJ RADEK\*\*\*,  
JANUSZ M. ROSIAK\*

\*INSTITUTE OF APPLIED RADIATION CHEMISTRY  
TECHNICAL UNIVERSITY OF ŁÓDŹ

\*\* DIVISION OF AUTOMATICS AND BIOMECHANICS

TECHNICAL UNIVERSITY OF ŁÓDŹ

\*\*\* NEUROSURGERY CLINICS

MILITARY MEDICAL UNIVERSITY

## Abstract:

The objective of this study was to design a spinal intervertebral disc implant that could substitute natural disc in a human vertebral column. Structure of the implant comprised biocompatible hydrogel core obtained by irradiation of the following monomers: VP (N-vinyl pyrrolidone), HEMA (2-hydroxyethyl methylacrylate), MMA (methyl methylacrylate) and water permeable polyester fabric. Axial compression tests of hydrogel samples and implant prototypes were performed. Advanced numerical model of L2-L3 spinal segment with vertebrae separated with a natural disc and a pair of implants has been elaborated. In the series of numerical experiments an axial load on the segment was simulated.

## Introduction

### Intervertebral disc

The spine is a non-homogeneous complex-shape construction of 24 vertebrae, separated by intervertebral discs with numerous muscles and ligaments attached to them. Intervertebral discs act as a sort of cushion to soften the impacts caused by body movement. The intervertebral discs make up about one fourth of the entire length of the vertebral column.

The discs absorb stresses and strains transmitted to the vertebral column. The intervertebral disc is a structure composed of the anulus fibrosus, the nucleus pulposus and the end plates [1,2,3,4,5]. The anulus fibrosus is a collagen-fibre composite structure that surrounds the nucleus pulposus. It resists hoop stresses due to compressive loads as well as bending and torsional stresses produced by everyday activities of bending and rotation. The fibres of the anulus form lamellae, or individual layers of parallel collagen fibres that attach to the superior and inferior end plates. Nucleus pulposus is the inner gel-like (proteoglycan-laden gel), highly hydrated core. The gel-like nature of the nucleus pulposus



niających właściwości otoczki pozwala spęcznionemu dyskowi działać jak poduszka tłumiąca drgania. Płytki zewnętrzne wyściełające powierzchnie kręgu w sąsiedztwie jądra i połączone ściśle z otoczką włóknistą, zbudowane są głównie z kolagenu, proteoglicyny i wody.

W wyniku różnego rodzaju urazów lub procesów chorobowych dysk międzykręgowy może ulegać uszkodzeniu lub przemieszczeniu. W sytuacji gdy włókna otoczki są osłabione lub wręcz ich ciągliwość jest przerwana, wewnętrzna tkanka jądra ulega trwałej deformacji, przemieszczeniu lub zostaje wyciśnięta poza jej naturalne otoczenie. Taki proces określa się popularnie jako wypadnięcie dysku (RYS.1). Konsekwencją jest zazwyczaj ucisk masy tkanki jądra na nerwy kręgowy, co w rezultacie wywołuje silne bóle, jak również może prowadzić do utraty kontroli nad mięśniami lub nawet paraliżu. Innym typem zmian dyskowych jest sytuacja, kiedy jądro traci zdolność do chłonięcia wody i zapada się tak, jak dętka po wypuszczeniu powietrza. Zmniejszająca się wysokość jądra powoduje odkształcenia w strukturze otoczki włóknistej i separację najluźniej połączonych warstw kolagenowych. W wyniku tego powstawać mogą obwodowe lub radialne przecieki, potencjalnie wywołujące długotrwały i paraliżujący ból.

Kiedy tkanka jądra ulega wypłynięciu lub jest usunięta operacyjnie, przestrzeń dyskowa znacznie maleje, a co za tym idzie cała konstrukcja kolumny kręgosłupa zasadniczo traci na stabilności. W wielu sytuacjach, aby złagodzić ból towarzyszący zdegenerowanemu lub "wypadniętemu" dyskowi, usuwa się tkankę jądra bądź cały dysk i chirurgicznie łączy dwa sąsiadujące kręgi. Działanie takie łagodzi wprawdzie ból i przynosi ulgę pacjentowi, jednak zdolność do naturalnego, wzajemnego przemieszczania się połączonych ze sobą kręgów jest trwale utracona, a co za tym idzie, większe niż normalne obciążenie przenosi się na sąsiednie dyski prowadząc do ich przedwczesnego zużycia.

Bardziej pożądane wydaje się być zatem rozwiązanie polegające na zastąpieniu części lub całości zniszczonego dysku odpowiednią protezą przywracającą jego naturalną wysokość i zdolność ruchową. Istnieje zatem potrzeba skonstruowania łatwego do implantacji, sztucznego dysku międzykręgowego, o tak dobranych parametrach fizycznych, aby mógł symulować fizjologiczną pracę naturalnego dysku.

Materiałem, który wydaje się spełniać najważniejsze wymagania stawiane takiemu implantowi są hydrofilowe układy polimerowe, charakteryzujące się zdolnością do łatwego absorbowania dużych ilości wody, nazywane hydrożelami. Prace nad zastosowaniem hydrożeli do konstrukcji implantu dysku międzykręgowego trwają już jakiś czas [8], jednakże nie ma doniesień, jakoby któryś z pomysłów dowiódł swej funkcjonalności i stał się szeroko stosowanym, komercyjnie dostępnym produktem.

#### Hydrożele

Hydrożele, to usieciowane, trójwymiarowe struktury zdolne do absorbowania dużych ilości wody i pęcznienia do stanu równowagowego. Sieci hydrożeli składające się z hydrofilowych homopolimerów lub kopolimerów zach-

constrained by the anulus ensures its high water content and cushioning properties. The nucleus pulposus is slightly displaced from the centre of the intervertebral disc. The cartilaginous end plate of the spine is a thin layer of hyaline cartilage, which lines the interior, and superior surface of the vertebral body. It consists primarily of collagen, proteoglycan and water. The end plate is centrally situated in the vertebral

body, adjacent to the nucleus pulposus, and it has intimate attachments to the anulus fibrosus.

The spinal disc may be displaced or damaged due to traumas or a diseases. Disc herniation occurs when anulus fibres are weakened or torn and the inner tissue of the nucleus becomes permanently bulged, distended or extruded out of its normal, internal anular confines (FIG.1). The mass of the herniated or "slipped" nucleus can compress a spinal nerve resulting in pain, loss of muscle control or even paralysis. Alternatively, with discal degeneration, the nucleus loses its water absorbing ability and collapses, as does a tire after deflation. The decreasing height of the nucleus causes

the anulus to buckle in areas where the laminated plies are loosely bonded. As these overlapping laminated plies of the anulus begin to buckle and separate, either circumferential or radial anular leaks may occur, potentially resulting in persistent and disabling back pain.

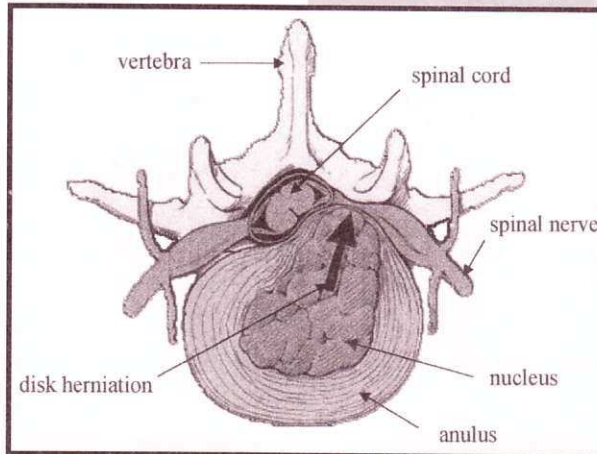
Whenever the nuclear tissue is herniated or removed by surgery, the disc space narrows and the entire vertebral column loses much of its normal stability. In many cases, to alleviate pain from degenerated or herniated discs, the nucleus or the disc as a whole is removed and the two adjacent vertebrae are surgically fused together. While this treatment alleviates the pain, all discal mobility is lost in the fused segment. Consequently, greater stresses are transferred on discs adjacent to the fused segment, leading to their premature degeneration.

A more desirable solution would involve partial or total replacement of the damaged disc with a suitable prosthesis. Therefore there is an urgent need to develop an easily implantable, artificial spinal disc with load-bearing ability and pumping action simulating the natural disc physiology.

Hydrophilic polymer systems with high ability to absorb water, called hydrogels, seem to satisfy the major demands concerning disc implant materials. Therefore the possibility of using hydrogels in the construction of spinal disc prostheses has been investigated for a couple of years [8]. However, so far none of the studied systems has been reported to exhibit sufficiently good functionality to be widely applied and commercialised.

#### Hydrogels

Hydrogels are polymeric 3D networks (cross-linked structures) able to absorb large amounts of water and to swell up to equilibrium. These networks composed of hydrophilic homopolymers or copolymers maintain their structural integrity and are rendered insoluble due to the presence of chemical (covalent bonds) or physical cross-links. The latter can be entanglements, crystallites or hydrogen bonded structures. The cross-links provide the network structure and physical integrity. Over the past 35 years, hydrogels have been extremely useful in biomedical



RYS.1. Wypadnięcie dysku międzykręgowego.

FIG. 1. Intervertebral disc herniation.



wują swoją ustaloną strukturę i pozostają nierozpuszczalne dzięki obecności chemicznych (wiązanie kowalencyjne) lub fizycznych połączeń międzycząsteczkowych. Wśród tych ostatnich wyróżnić można splątania, kryształy lub wiązania wodorowe. Na połączeniach międzycząsteczkowych stanowiących o fizycznej integralności układu opiera się cała budowa sieci hydrożelowej.

Ze względu na ich elastyczność, zdolność do wchłaniania wody i jednocześnie biogodność, hydrożele w ciągu ostatnich 35 lat okazały się niezwykle użyteczne do wielu zastosowań biomedycznych czy farmaceutycznych. Lata badań nad tymi materiałami zaowocowały powszechnym użyciem hydrożeli jako elastycznych soczewek kontaktowych, opatrunków na rany, systemów do regulowanego dozowania leków, superabsorbentów, itd. [9,10,11,12, 13]. Warto przy tym zwrócić uwagę na powszechną dostępność wielu z hydrożelowych produktów na rynku.

W zależności od ładunków grup funkcyjnych hydrożele mogą być sklasyfikowane jako neutralne lub jonowe. Mogą być ponadto amorficzne, semikrystaliczne, supermolekularne, oparte na wiązaniach wodorowych lub agregatach hydrokoloidalnych.

Hydrożele mogą być w prosty sposób otrzymywane przy użyciu technik radiacyjnych. Może to być np. napromienianie czystego polimeru czy monomeru (w postaci stałej lub w roztworze) lub napromienianie wodnego roztworu polimeru.

Powstawanie struktur hydrożelowych pod wpływem promieniowania może być w prosty sposób wytłumaczone jako rezultat wzajemnej rekombinacji rodników będących produktami oddziaływania promieniowania jonizującego z materia, co w efekcie prowadzi do polimerizacji monomerów i usieciowania powstającego polimeru [9,14]. Ogólny schemat radiacyjnego powstawania hydrożeli pokazany jest na RYS.2.

Rodniki, jako bardzo reaktywne produkty przejściowe powstające w wyniku oddziaływania promieniowania z materia, mogą rekombinować wzajemnie lub reagować z otaczającym je medium, w tym z cząsteczkami polimeru. Gdy rodniki zlokalizowane na różnych łańcuchach polimerowych znajdują się w sprzyjającej pozycji względem siebie, może dojść do ich rekombinacji i wytworzenia nowego wiązania kowalencyjnego. Jeżeli ilość tak wytworzonych nowych wiązań jest wystarczająco duża (ze statystycznego punktu widzenia równa liczbie makrocząsteczek) w układzie pojawia się frakcja nierozpuszczalna - żel. Dalsze napromienianie takiego układu zwiększa ilość żelu, chociaż część makrocząsteczek (lub ich fragmentów) może wciąż pozostać niezwiązana (frakcja zolowa).

## Podejście numeryczne

Stosując metodę elementów skończonych i wykorzystując komercyjnie dostępną aplikację ANSYS 5.4 opracowano trójwymiarowy model segmentu L2-L3 lędźwiowego odcinka kręgosłupa i przeprowadzono badania nad jego

and pharmaceutical applications mainly due to their high water content and rubbery nature which is similar to natural tissue as well as their biocompatibility. Years of research in this field resulted in the common use of hydrogels as soft contact lenses, wound dressings, drug-delivery systems, superabsorbants etc. with a number of products being commercially available [9,10,11,12,13].

They can be classified as neutral or ionic hydrogels based on the type of charges of their functional groups. They can also be classified as amorphous, semicrystalline, supermolecular structures, based on hydrogen bonds or hydrocolloidal aggregates.

Hydrogels can be easily obtained by radiation techniques, such as irradiation of pure polymer or monomer (solid or in solution) or irradiation of an aqueous solution of polymer.

The formation of hydrogels on irradiation can be simply explained as a result of mutual recombination of radicals coming from the interaction of ionising radiation with matter, which leads to polymerisation of monomers and polymer cross-linking [9,14]. General scheme of radiation formation of hydrogels is shown in FIG.2.

Free radicals, being very reactive intermediate products of irradiation, may recombine or react with the surrounding medium, also with the polymer molecules. When the radicals located on different polymer chains are favourably positioned they may undergo recombination, thus producing new covalent bonds. When the number of these new bonds is sufficiently high (from the statistical point of view it should be equal to the number of macromolecules) an

insoluble fraction, gel, appears in the system. Further irradiation increases the amount of gel, although some macromolecules (or their fragments) may still remain unbound (sol).

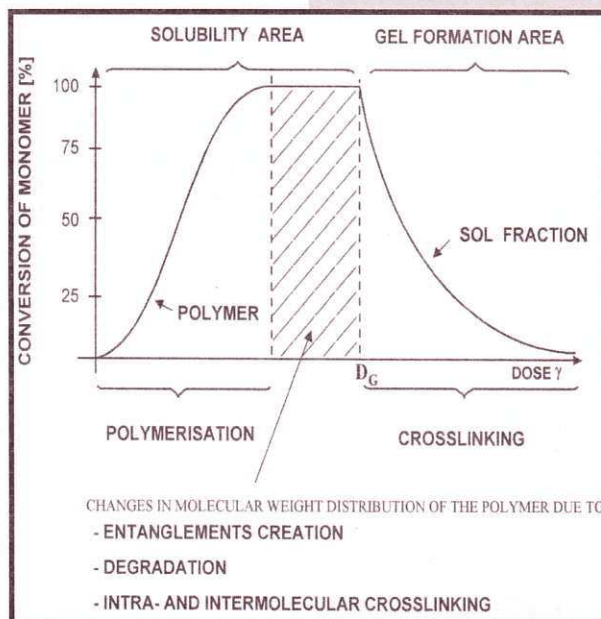
### Computational approach

A three dimensional finite element model of intact L2-L3 motion segment was created to study its behaviour under different loading conditions, using a commercially available finite element application, ANSYS 5.4. Mesh geometry was obtained from computer topographic scans for the shape and diameters of the intervertebral disc while the shape of vertebrae was approximated by "in life" measurements of cadaveric spine. The intact segment contained a total of 16904 nodes and 9132 elements (FIG.3).

Series of numerical simulations proved the model to work properly and represent the behaviour corresponding to the natural spinal segment (trace b in FIG.4).

Subsequently the model was reconstructed to simulate behaviour of two cylindrical implants inserted in the space normally occupied by the intervertebral disc. Numerical experiments provided information about mechanical properties of the material to be used for implant construction.

Once the approximation of desired mechanical properties of the implant was established an attempt to develop a suitable material has been taken up.



RYS. 2. Schemat radiacyjnego tworzenia hydrożeli.

FIG. 2. Scheme of radiation formation of hydrogels.



zachowaniem przy różnych warunkach obciążenia. Kształt dysku został odwzorowany na podstawie komputerowego skanowania topograficznego, podczas gdy kształt kręgów został wymodelowany w oparciu o fizyczne pomiary odpowiedniego fragmentu kręgosłupa. Separowany segment złożony był z ogólnej liczby 16904 węzłów i 9132 elementów skończonych (RYS.3).

Przeprowadzone symulacje pokazały, że model komputerowy działa poprawnie i dobrze odzwierciedla pracę naturalnego dysku międzykręgowego (RYS. 4, przebieg b). Przebiegi c, d i e pokazują doświadczenia przeprowadzone na odcinkach kręgosłupa pobranych ze zwłok.

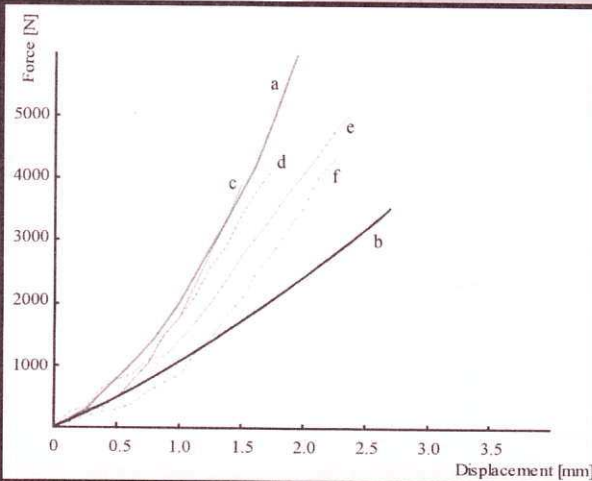
W następnej kolejności model został tak przekonstruowany, aby symulować zachowanie dwóch cylindrycznych implantów zastępujących dysk międzykręgowy. Eksperymenty numeryczne dostarczyły danych materiałowych, jakimi powinien charakteryzować się taki pojedynczy implant.

Znając przybliżone parametry wytrzymałościowe docelowej konstrukcji, która mogłaby być zastosowana jako sztuczny dysk międzykręgowy, podjęto próbę opracowania odpowiednich materiałów hydrożelowych spełniających te wymagania.

## Podejście eksperymentalne

Hydrozele komponowane były głównie z następujących monomerów: VP (N-winylopirolidon), HEMA (metakrylan

**RYS. 4. Siła osiowego ściskania w zależności od osiowego przemieszczenia. Porównanie eksperymentów i symulacji komputerowych;**  
 a) symulacja komputerowa dla segmentu L2-L3 z parą implantów (x 100),  
 b) symulacja komputerowa dla segmentu L2-L3 z dyskiem,  
 c) segment L2-L3 - eksperyment [7],  
 d) segment L2-L3 - eksperyment [6],  
 e) segment L3-L4 - eksperyment [6],  
 f) segment L4-L5 - eksperyment [6].



## Experimental approach

Hydrogels were prepared mainly from monomers: VP (N-vinyl pyrrolidone), HEMA (2-hydroxyethyl methylacrylate), MMA (methyl methacrylate).

Monomer mixtures were irradiated in glass containers with radiation doses of 5-6 kGy. Solid material obtained in this way was then mechanically shaped into cylinders, approximately 20 mm in height and 20 mm in diameter. Polymeric cylinders were then left in water to attain the equilibrium swelling. Thus prepared hydrogel

samples were examined in axial compression tests which provided data on mechanical properties of the investigated material (strain vs. deformation). Subsequently, numerical simulations were performed for a L2-L3 spinal segment with two cylindrical implants characterised by the experimental parameters from the compression tests. Simulation showed that the hydrogel material used in these experiments was too delicate. However, taking into account its good swelling properties and overall mechanical characteristics, the area of the investigations seems to be correct. FIG.4, trace a, presents theoretical behaviour of a pair of cylindrical hydrogel implants, made of material having a 100-times higher strength.

Attempts were made also to construct a prototype of an implant consisting of an inner part made of hydrogel and a membrane shell being a highly tensile polyester fabric.

Solid polymer was prepared as described above and then shaped into a cylinder, 30 mm high and 12 mm in diameter.

**FIG. 4. Axial compressive force versus axial displacement. Comparison of the numerical and experimental results;**  
 a) numerical simulation of L2-L3 segment with a pair of implants (x 100),  
 b) numerical simulation of L2-L3 segment with a disc,  
 c) L2-L3 segment - experiment [7],  
 d) L2-L3 segment - experiment [6],  
 e) L3-L4 segment - experiment [6],  
 f) L4-L5 segment - experiment [6].

2-hydroksyetylu), MMA (metakrylan metylu).

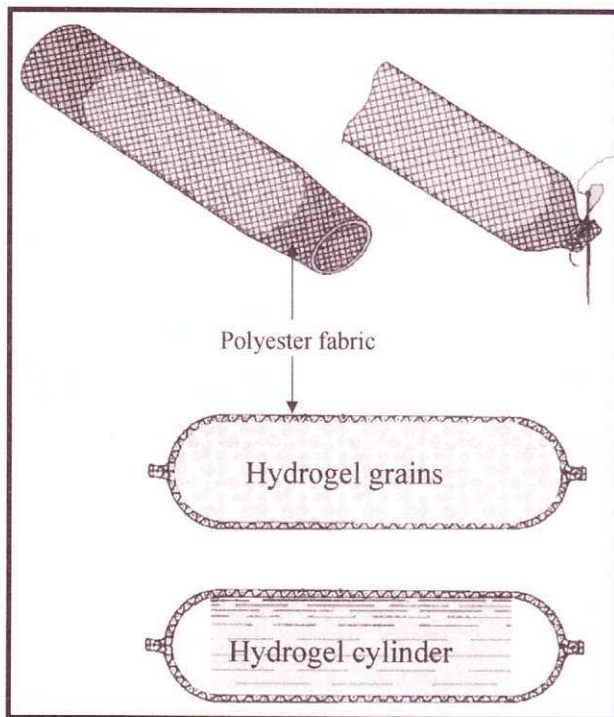
Mieszanki monomerów umieszczone w szklanych pojemnikach napromieniano dawkami 5-6 kGy. Z otrzymanego w ten sposób surowego materiału wytaczano cylindryczne próbki o wysokości i średnicy 20mm. Następnie, próbki były pozostawiane w wodzie do osiągnięcia równowagowego stopnia spęcznienia i w takim stanie poddawano je testom na wytrzymałość przy ściskaniu osiowym. Otrzymane w ten sposób informacje o parametrach wytrzymałościowych badanego hydrożelu wykorzystano do przeprowadzenia symulacji pracy odcinka L2-L3, zawierającego dwa cylindryczne

Some of the material was disintegrated. Grain fractions obtained had the diameters ranging from 0.5 mm up to several millimetres. Subsequently the polymer cylinders and grains were wrapped in polyester fabric, sewn up (FIG.5) and left in water to attain the absorption equilibrium. Then the samples were subjected to compression tests.

As it was expected, swelling of hydrogel caused a remarkable pressure increase inside the fabric layer making that the whole element showed higher rigidity and strength. Unfortunately, the fabric selected for these preliminary tests was too porous and in compression tests the hydrogel was squeezed



implanty wykonane z tegoż materiału. Obliczenia pokazały, że materiał hydrożelowy użyty w opisywanych badaniach jest zdecydowanie zbyt delikatny (około 100 razy). Jeżeli jednak wziąć pod uwagę łatwość pęcznienia i ogólny charakter parametrów wytrzymałościowych materiału, to wydaje się, że poszukiwania podążają w dobrym kierunku. Rysunek 4, przebieg a, przedstawia teoretyczne zachowanie pary cylindrycznych, hydrożelowych implantów skonstruowanych ze 100 razy wytrzymalszego materiału.



**RYS. 5. Prototypy implantów hydrożelowo-tkaninowych.**

**FIG. 5. Hydrogel-fabric elements.**

Podjęto również próbę skonstruowania prototypu implantu, który składał się z hydrożelowego jądra i przepuszczającej wodę otoczki wykonanej z tkaniny poliestrowej.

Surowy polimer otrzymano opisaną poprzednio metodą radiacyjną i wytoczono cylinder o wysokości 30 mm i średnicy 12 mm. Część materiału została rozdrobniona. Otrzymało kilka frakcji ziaren o średnicach od 0.5mm do kilku milimetrów. Następnie cylindry, jak i ziarna zostały zaszyte w woreczkach z tkaniny poliestrowej (RYS.5), pozostawione w wodzie do równowagowego spęcznienia i poddane testom wytrzymałościowym.

Tak jak zakładano, dzięki otoczce okalającej pęczniący hydrożel, we wnętrzu wytworzyło się znaczne ciśnienie, dzięki czemu cała konstrukcja stała się bardziej sztywna i wytrzymała na obciążenie. Niestety, tkanina poliestrowa wybrana do tych wstępnych eksperymentów okazała się zbyt porowata i podczas obciążania w testach wytrzymałościowych hydrożel przeciskał się przez jej pory. Działo się tak zarówno w przypadku ziaren hydrożelowych, jak i cylindrów, uniemożliwiając wykonanie kompletnych testów wytrzymałościowych.

## Wnioski

Została opracowana i sprawdzona prosta i wydajna metoda otrzymywania hydrożeli, które są wolne od zanieczyszczeń, łatwo ulegają spęcznieniu i mogą być formowane w dowolne kształty. Stworzono zaawansowany model numeryczny lędźwiowego odcinka kręgosłupa, L2-L3 i po-

out. This happened in the case of both cylindrically shaped and grained samples of the polymeric material disabling completion of the loading tests.

## Conclusions

An easy and efficient method of obtaining hydrogels free from impurities, with desired shapes and good swelling properties has been developed and verified in this study. An advanced numerical model of L2-L3 spinal segment has been elaborated and its functionality in loading tests has been positively verified. Despite the fact that the first hydrogel compositions used for the compression tests were too delicate, the general area of investigations seems to be correct. The obtained results show good agreement with the data reported by other authors studying the behaviour of natural human intervertebral discs (FIG.4).

New hydrogel compositions of enhanced mechanical strength will be prepared for further investigations.

The presented studies aimed at medical applications and the obtained results add to current knowledge of the implant systems for the human vertebral column.

## Piśmiennictwo References

- [1] Best B.A., Guilak F., Setton L. A., Zhu W., Saed-Nejad F., Ratcliffe A., Weidenbaum M., Mow V.C.: Compressive Mechanical Properties of the Human Anulus Fibrosus and Their Relationship to Biomechanical Composition. *Spine*, 19, (1994), 212-221.
- [2] Goel V.K., Monroe T., Gilbertson L.G., Brinckmann P., Rer N.: Interlaminar Shear Stresses and Laminae Separation in a Disc. *Spine*, 20, (1995), 689-698.
- [3] Iatridis J.C., Weidenbaum M., Setton L., Mow V.C.: Is the Nucleus Pulposus a Solid or a Fluid? Mechanical Behaviour of the Nucleus Pulposus of the Human Lumbar Intervertebral Disc. *Spine*, 21, (1996), 1174-1184.
- [4] Krismer M., Heid Ch., Rabl W.: The Contribution of Anulus Fibers to Torque Resistance. *Spine*, 21, (1996), 2551-2557.
- [5] Skaggs D. L., Weidenbaum M., Iatridis J.C., Ratcliffe A., Mow V.C.: Regional Variation in Tensile Properties and Biomechanical Composition of the Human Lumbar Anulus Fibrosus. *Spine*, 19, (1994), 1310-1319.
- [6] Brown T, Hansen R.J., Yorra A.J.: Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular references to intervertebral discs. *J. Bone Joint Surg.*, 39, (1957), 1135-1164.
- [7] Markolf KL, Moris JM.: The structural components of the intervertebral disc. A study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive force. *J. Bone Joint Surg.*, 56, (1974), 675-687.
- [8] US Patent No. 5824093; 20.10.1998
- [9] Rosiak J.M.: Radiation formation of hydrogels for drug delivery. *Journal of Controlled Release*, 31, (1994), 9-19.
- [10] Singh H., Vasudevan P. and Ray A.R.: Polymeric hydrogels: preparations and biomedical applications. *J. Scient. Ind. Res.*, 39, (1980), 162.
- [11] Kaetsu I.: Immobilization of bifunctional substances. *Radiat. Phys. Chem.*, 40, (1981), 157.
- [12] Pepas N.A.: "Hydrogels in Medicine and Pharmacy", CRC Press, Boca Raton, 1986.
- [13] Rosiak J.M., Yoshii F.: Hydrogels and their medical applications. *Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. B*, 151, (1999), 56-64.
- [14] Rosiak J.M., Ulanski P.: Synthesis of hydrogels by irradiation of polymers in aqueous solution. *Radiat. Phys. Chem.*, 55, (1999), 139-151.



twierdzono jego prawidłowe funkcjonowanie podczas symulacji obciążeniowych. Pomimo iż pierwsze, przetestowane na wytrzymałość kompozycje hydrożelowe okazały się zbyt miękkie, wydaje się, że poszukiwania podążają w dobrym kierunku, a rezultaty symulacji numerycznych wykazują znaczącą zgodność z wynikami testów przeprowadzanych przez innych naukowców na naturalnych ludzkich dyskach.

W oparciu o uzyskane wyniki planuje się wykonanie serii nowych, wytrzymalszych kompozycji hydrożelowych.

Wykonane badania przeprowadzone były pod kątem przyszłych zastosowań medycznych, a ich rezultaty mają uzupełnić obecną wiedzę na temat systemów implantacyjnych dla kręgosłupa ludzkiego.

## ANALIZA PRZYCZYN PRZEDWCZESNEGO ZUŻYCIA POLIETYLENOWYCH PANEWEK ENDOPROTEZ STAWU BIODROWEGO

WOJCIECH BALCEROWIAK\*, JANUSZ OTFINOWSKI\*\*  
ANDRZEJ PAWELEC\*\*\*

\*LABORATORIUM TERMOANALITYCZNE INSTYTUTU CIĘŻKIEJ SYNTEZY ORGANICZNEJ, KĘDZIERZYN-KOŹLE,

\*\*KLINIKA TRAUMATOLOGII

COLLEGIUM MEDICUM UNIwersYTETU JAGIELLOŃSKIEGO, KRAKÓW

\*\*\*KLINIKA ORTOPEDII

COLLEGIUM MEDICUM UNIwersYTETU JAGIELLOŃSKIEGO, KRAKÓW

### Streszczenie

*Metodą DSC badano stopień krystaliczności polietylenu z nowych i przedwcześnie uszkodzonych panewek endoprotez stawów biodrowych. Stwierdzono, że w panewkach uszkodzonych jest on istotnie wyższy.*

**Słowa kluczowe:** Polietylen, stopień krystaliczności, DSC, endoprotezy stawu biodrowego.

### Wprowadzenie

W alloplastyce całkowitej stawu biodrowego stosuje się najczęściej endoprotezy z panewką polimerową wykonaną z polietylenu o bardzo wysokim ciężarze cząsteczkowym - UHMWPE [1,2,11]. W piśmiennictwie medycznym pojawia się coraz więcej publikacji opisujących przypadki przedwcześniego zużycia polietylenowych panewek, połączonego często ze złamaniem i rozkawałkowaniem polietylenu [3,5,6,7,8,9,10]. Jako możliwe przyczyny przedwcześniego zużycia i uszkodzenia panewek przyjmuje się na ogół wadliwą implantację endoprotezy, uraz przekraczający wytrzymałość materiału, wady konstrukcyjne panewki oraz wady materiałowe polietylenu. W większości opisywanych przypadków udaje się jednak wykluczyć niewłaściwą implantację, jak również uraz, jako przyczyny uszkodzenia polietylenowych panewek. Można więc podejrzewać, że w tych przypadkach przyczyną przedwcześniego zużycia panewek może być ich wada materiałowa.

Aby to wyjaśnić postanowiliśmy przeprowadzić badania wewnętrznej struktury krystalicznej polietylenu - PE -

## INQUIRY INTO THE REASONS FOR PREMATURE WEAR OF POLYETHYLENE CUPS IN HIP PROSTHESES

WOJCIECH BALCEROWIAK\*, JANUSZ OTFINOWSKI\*\*  
ANDRZEJ PAWELEC\*\*\*

\*THERMAL ANALYSIS LAB. OF THE INSTITUTE OF HEAVY ORGANIC SYNTHESIS, KĘDZIERZYN-KOŹLE,

\*\* TRAUMATOLOGY DEPARTMENT OF THE JAGIELLONIAN UNIVERSITY MEDICAL COLLEGE, KRAKÓW

\*\*\*ORTHOPAEDICS DEPARTMENT OF THE JAGIELLONIAN UNIVERSITY MEDICAL COLLEGE, KRAKÓW

### Abstract

*DSC was employed to study crystallinity of PE from new and prematurely worn out cups of hip prostheses. Much higher degrees of crystallinity were found in the worn out cups.*

**Keywords:** Polyethylene, Degree of crystallinity, DSC, Hip joint prostheses.

### Introduction

Most of the endoprostheses used in total hip arthroplasty have polymer cups made of very high-density polyethylene - UHDPE [1,2,11]. In a growing number of publications reported is excessive, premature mechanical wear of the polyethylene cups [3,5,6,7,8,9,10]. There may be several reasons for the premature wear: incorrect implantation of the endoprosthesis, trauma exceeding the strength of material, structural failure of the cup and material failure of polyethylene.

However, in the majority of reported cases incorrect implantation of the hip prosthesis and/or patient's excessive physical activity have been ruled out as the causes of cup damage. It is very probable that the damages of polyethylene cups are due to the failure of material itself.

Therefore we have decided to examine the internal crystalline structure of the polyethylene- PE - derived from new, unused cups and from the used, damaged ones (prematurely worn out, cracked or broken) retrieved from