

ANALIZA SZTYWNOŚCI KOMPOZYTOWEGO STABILIZATORA KOŚCI DŁUGICH

J.FILIPIAK*, R.BĘDZIŃSKI*, J.CHŁOPEK**

*POLITECHNIKA WROCŁAWSKA,
UL. ŁUKASIEWICZA 7/9, 50-371 WROCŁAW

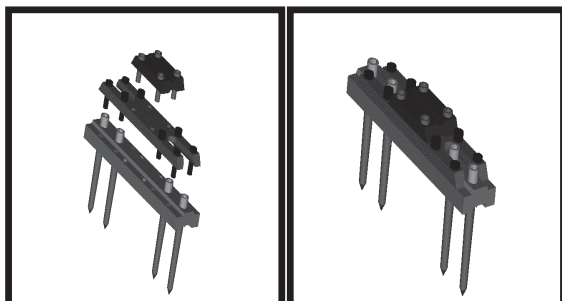
**AKADEMIA GÓRNICZO - HUTNICZA,
AL. MICKIEWICZA 30, 30-059 KRAKÓW
JAROSŁAW.FILIPIAK@PWR.WROC.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 47-53,(2005),120-122]

Wprowadzenie

Stabilizatory zewnętrzne kości długich stosowane są w praktyce klinicznej przede wszystkim do leczenia skomplikowanych złamań, a niektóre konstrukcje pozwalają na dokonywanie korekcy osi kończyny, czy też ich wydłużanie. Zadaniem każdego stabilizatora zewnętrznego jest przejęcie funkcji kości w zakresie przenoszenia obciążeń, jakie na nią działają, unieruchomienie odłamów kostnych oraz zapewnienie dynamizacji miejsca zespolenia odłamów. Cechą współczesnych stabilizatorów jest ich "programowa" sztywność zapewniająca dynamizację miejsca zespolenia odłamów, szczególnie w kierunku osiowym [1,5]. W świetle doniesień literaturowych to właśnie przemieszczenia odłamów kostnych, wywołujące określony stan odkształcenia w miejscu zespolenia, są jednym z podstawowych bodźców decydujących o przebiegu procesu powstawania i różnicowania się tkanek w szczelinie międziodłamowej [2,5,6].

Cel pracy



RYS. 1. Budowa badanego kompozytowego stabilizatora zewnętrznego.

FIG. 1. Structure of the investigated composite external fixator.

W prezentowanej pracy dokonano analizy właściwości mechanicznych kompozytowego stabilizatora zewnętrznego, przeznaczonego do leczenia złamań kości długich kończyn górnych i dolnych. Badany stabilizator zewnętrzny powstał w wyniku współpracy Politechniki Wrocławskiej i Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie. Jest to jednopłaszczyznowy stabilizator typu kłamrowego (RYS.1). Stabilizator zaprojektowano tak, aby możliwa była zmiana jego sztywności w czasie procesu leczenia złamania. Zmiana sztywności stabilizatora w funkcji czasu, leczenia pozwala na dostosowanie podatności konstrukcji stabilizatora do zmieniających się właściwości biomechanicznych tkanek rozwijających się w szczelinie złamania [1,4].

W prezentowanym stabilizatorze zmiana sztywności odby-

MECHANICAL PROPERTIES OF LONG BONE COMPOSITE EXTERNAL FIXATOR

J.FILIPIAK*, R.BĘDZIŃSKI*, J.CHŁOPEK**

*TECHNICAL UNIVERSITY OF WROCŁAW,
UL. ŁUKASIEWICZA 7/9, 50-371 WROCŁAW

**AGH-UST UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY
AL. MICKIEWICZA 30, 30-059 KRAKÓW
JAROSŁAW.FILIPIAK@PWR.WROC.PL

[Engineering of Biomaterials, 47-53,(2005),120-122]

Introduction

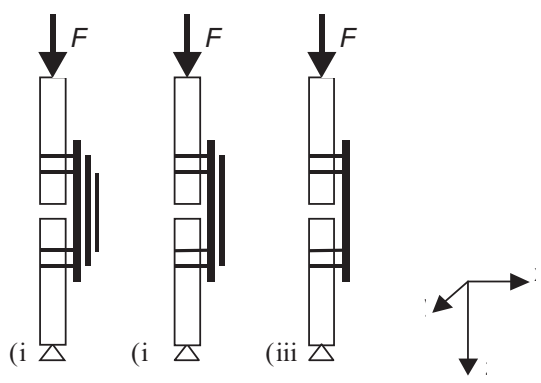
In clinical practice, the external fixators are used in the treatment of complicated fractures and false joints, however some of the fixator constructions are used for correction of limb axis and the elongation of limbs. Regardless of its design, each fixator function is to take over load bearing from the bone. The mark of contemporary external fixators are their define stiffness that to ensure the dynamisation of the bone union site [1,5]. The mechanical properties of the fixator construction determine the displacement of the fragments of the treated bone and the resultant bone regenerate deformity. It is a kind of mechanical signal received by the tissue cells, which is changed into an appropriate chemical signal triggering processes of tissue differentiation [2,5,6].

Research goal

The study presented in this paper is aimed to assess the mechanical properties of composite external unilateral fixator. This fixator is designed for treatment of lower and upper long bone fractures. The project of researched composite external fixator has been result from co-operation of Wrocław University of Technology and AGH-UST in Cracow. The main idea of the described fixator is possibility of change their stiffness in the function of treatment process time. The change of fixator stiffness allow to adapt fixator elasticity to changes as of biomechanical properties of tissues that formation and proliferation takes place in the fracture gap [1,4]. In the present external unilateral fixator the change of stiffness is achieved in a gradual manner on the way of structural elements separation (FIG.1). Structural plates elements characterized by original geometry was made of composite polysulfone with 15 w/o carbon fibres (PSU/CF). Individual elements of fixator are joining by means of screws with metrical thread. Elements of external fixator are connected with bone fragments through screws with normalized bone thread, made of austenitic steel.

Methodology

The research was based on simulation using the FEM. For this purpose the authors developed a simplified model of system: external fixator - bone fragments. The model consists of external fixator structural elements, bone fragments and bone screws joining of fixator with bone fragments. Distance between bone fragments and external fixator plate was determined as 10 mm. For the part modelling fixator elements that made with composite, the authors allow for directionally of mechanical properties which are effect of carbon fibre specific localisation. The bone fragments were modelled as homogenous cylindrical elements.



RYS. 2. Schemat badanych konfiguracji stabilizatora oraz sposób obciążania modelu.
FIG. 2. Schemes of analyzed structure of external fixator and boundary conditions of the models.

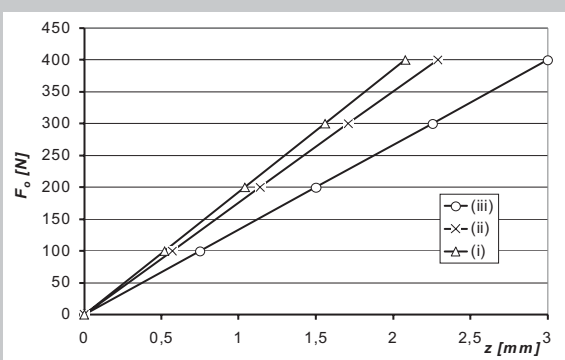
wa się w sposób dyskretny, poprzez odłączanie kolejnych elementów konstrukcyjnych (RYS.1). Poszczególne elementy łączone są za pośrednictwem śrub z gwintem metrycznym. Elementy konstrukcyjne w postaci płytek o specjalnie zaprojektowanej geometrii zostały wykonane z kompozytu na osnowie polisulfonu z dodatkiem 15% włókien węglowych krótkich FT 300 Torayka (PSU/CF). Śruby ze znormalizowanym gwintem kostnym wykonane zostały ze stali austenitycznej.

Metoda badań

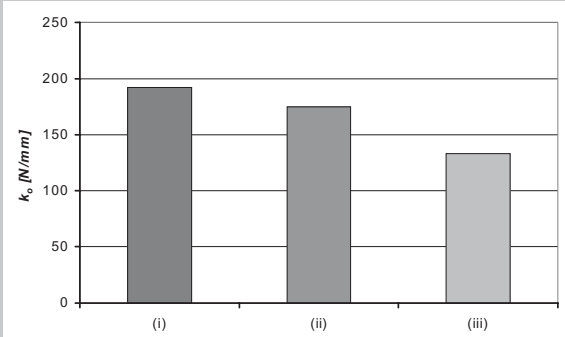
Badania prowadzono na drodze symulacji MES. W tym celu zbudowano model układu: stabilizator - odcłamy lecznej kości. Model składa się z elementów odtwarzających strukturę stabilizatora, śrub kostnych łączących stabilizator z odcłami kostnymi. Rozważano przypadek, gdy stabilizator jest oddalony od kości o 10mm. W przypadku elementów stabilizatora, które wykonane są z kompozytu uwzględniono anizotropowość wynikającą z kierunku ułożenia włókien węglowych. Odcłamy kostne zamodelowano jako jednorodne elementy rurowe odwzorowujące trzon kości długiej (RYS.2). Dla elementów strukturalnych modelu przyjęto następujące stałe materiałowe: elementy płytkowe stabilizatora - $E=7.7 \cdot 10^3$ MPa, $\nu=0.3$, śruby kostne - $E=2.1 \cdot 10^5$ MPa, $\nu=0.3$, odcłamy kostne - $E=1.8 \cdot 10^4$ MPa, $\nu=0.3$. W obliczeniach rozważano następujące przypadki: (i) stabilizator kompletny, (ii) stabilizator po usunięciu jednej płytki, (iii) stabilizator po usunięciu dwóch płytek (RYS.2). We wszystkich przypadkach symulowano obciążenie osiowe, wzdłuż osi elementów modelujących odcłamy złamanej kości. Obciążenie przykładano do końca jednego z odcłami. Koniec drugiego odcłamu był utwierdzony. Obliczenia przeprowadzono dla obciążeń: 100N, 200N, 300N i 400N.

Wyniki

Na podstawie obliczeń przeprowadzonych dla rozpatrywanych przypadków wyznaczono charakterystyki przedstawiające zmiany siły osiowej F_0 w funkcji przemieszczeń odcłami $z-F_0=f(z)$ - RYS.3. Korzystając z tych charakterystyk wyznaczono współczynniki sztywności osiowej k_0 , (RYS.4) zdefiniowane jako stosunek siły działającej w kierunku pokrywającym się z osią odcłami kostnych do przemieszczenia odcłami kostnych w tym kierunku [3]. Współczynniki sztywności są podstawowymi parametrami opisującymi właściwości mechaniczne stabilizatorów zewnętrznych kości długich.



RYS. 3. Zmiany wartości siły F_0 w funkcji przemieszczenia odcłami kostnych wyznaczone dla analizowanych konfiguracji stabilizatora.
FIG. 3. Relationship of axial force and bone fragments displacement for analysed structures of external fixator.



RYS. 4. Wartości sztywności osiowej k_0 wyznaczone dla analizowanych konfiguracji stabilizatora.
FIG. 4. Values of axial stiffness k_0 determined for analysed structures of external fixator.

For the structural elements of system external fixator - bone fragments authors chose following material constants: plate of fixator - $E=7.7 \cdot 10^3$ MPa and $\nu=0.3$, bone screws - $E=2.1 \cdot 10^5$ MPa and $\nu=0.3$, bone fragments - $E=1.8 \cdot 10^4$ MPa and $\nu=0.3$. In our research we considered three cases: (i) complete fixator, (ii) fixator after one plate dismantle, (iii) fixator after two plates dismantle. All models were subjected to loads simulating the state of axial force F_0 of bone fragments in direction z (FIG.2). The force was applied to the end of one bone fragment. The end of second bone fragment was fixed. The computations involved four different values of such force, i.e. 100N, 200N, 300N and 400N.

Results

On the basis of computer simulation force - displacement characteristics $F_0=f(z)$ for analysed cases were determined (FIG.3). On the basis of these characteristics axial stiffness coefficient k_0 were calculated (FIG.4). Axial stiffness k_0 was define as the ratio of axial force value to bone fragments displacement in direction of the applied load [3]. Coefficients of stiffness are principal parameters mechanical properties of long bone external fixators description.

122 Podsumowanie

Struktura badanego stabilizatora zewnętrznego pozwala na uzyskanie dyskretnej zmiany jego sztywności osiowej. Gdy mamy do czynienia z kompletnym stabilizatorem, przypadek (i), składającym się z trzech kompozytowych płytek połączonych ze sobą, jego sztywność osiowa $k_0=192$ N/mm. Odłączenie płytki zewnętrznej, przypadek (ii), powoduje obniżenie wartości współczynnika k_0 o blisko 9%. Gdy od konstrukcji stabilizatora zostanie odłączona płytka środkowa, przypadek (iii), wówczas sztywność stabilizatora osiąga wartość $k_0=133$ N/mm, co oznacza 24%-owy spadek w porównaniu z przypadkiem (ii) i 31%-owy spadek w porównaniu ze stabilizatorem kompletnym, składającym się z wszystkich trzech płytek (i).

Przeprowadzone symulacje numeryczne pokazują, że przyjęta koncepcja konstrukcji kompozytowego stabilizatora zewnętrznego pozwala na praktyczne zrealizowanie postulatu zmiennej sztywności stabilizatora w funkcji czasu leczenia złamania. Warto podkreślić, że zastosowanie kompozytu daje wiele korzyści istotnych w praktyce klinicznej. Oprócz uzyskania pożądanych charakterystyk mechanicznych stabilizatora, możliwe jest obniżenie jego masy, a także zwiększa się możliwość wykorzystania techniki rentgenowskiego obrazowania do oceny postępu procesu zrostu kostnego.

Piśmiennictwo

- [1] Będziński R., Filipiak J. (1999): Experimental analysis of external fixators for femoral bone elongation. Acta Bioeng. Biomech., Vol. 1, No 2, pp. 93-105.
[2] Claes L.E., Heigele C.A. (1998): Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. J. Biomech., 32, pp. 255-266.
[3] Filipiak J., Mordasiewicz L. (2005): Właściwości biomechaniczne stabilizatora Ilizarowa z hybrydowym układem wszczepów. Chir. Narządu Ruchu i Ortop. Pol. 70 (1), 49-56.

Summary

The design of the investigated composite external fixator allow achieve a gradual change axial stiffness. When we analysed the complete fixator - case (i) - its axial stiffness achieve value $k_0=192$ N/mm. After one plate dismantles, external plate (ii), value of axial stiffness has decreased about 9%. When two plates were separated i.e. external and middle plates (case iii), then axial stiffness achieve value $k_0=133$ N/mm. This means 24 per cent fall in comparison with case (ii) and 31 per cent fall in comparison with complete fixator - case (i).

The obtained results clearly show that composite external fixator idea allow practically execute of postulate variable of fixator stiffness in the function of treatment process time. Its very important that application composite material offer many other essential advantages in medical practice. Aside from adequate mechanical characteristics of external fixator is possible reduce of its weight as well as increase possibility take advantage of X-ray technique to assessment of the bone fracture healing and callus formation progress.

References

- [4] Filipiak J., Ściagała K. (2004): Displacement of bone fragments as a factor determining bone regenerate formation. Engineering of Biomaterials, No. 38-42, pp. 136-138.
[5] Ilizarov G.A.: Transosseus Osteosynthesis. Springer Verlag, 1992.
[6] Prendergast P.J., Huiskes R., Soballe K. (1997): Biophysical stimuli on cells during tissue differentiation at implant interfaces. J. Biomech., Vol. 30, pp. 539-548.

WPŁYW RODZAJU TLENKU GLINU NA WŁAŚCIWOŚCI TWORZYW KORUNDOWYCH NA NOŚNIKI KOMÓREK

ZBIGNIEW JAEGERMANN, SŁAWOMIR MICHAŁOWSKI,
JOANNA KARAŚ

INSTYTUT SZKŁA I CERAMIKI,
UL. POSTĘPU 9, 02-676 WARSZAWA
BIOCERAMIKA@NEOSTRADA.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 47-53,(2005),122-124]

Celem prowadzonych prac była ocena właściwości tworzyw korundowych otrzymanych z różnych proszków Al_2O_3 o dużej czystości chemicznej, jako materiałów służących do wytwarzania ceramicznych nośników komórek do zastosowania w inżynierii tkankowej.

Materiały i metody

Do przygotowania tworzyw korundowych zastosowano następujące surowce (TABELA.1):
- tlenek glinu Al_2O_3 RA-207LS firmy Alcan Chemicals Euro-

THE INFLUENCE OF THE TYPE OF Al_2O_3 POWDER ON THE PROPERTIES OF SINTERED ALUMINA

ZBIGNIEW JAEGERMANN, SŁAWOMIR MICHAŁOWSKI,
JOANNA KARAŚ

INSTITUTE OF GLASS AND CERAMICS, BIOCERAMIC DEPARTMENT
9, POSTĘPU STREET, 02-676 WARSAW
BIOCERAMIKA@NEOSTRADA.PL

[Engineering of Biomaterials, 47-53,(2005),122-124]

The goal of present research consisted in evaluation of properties of alumina materials (based on high-purity Al_2O_3 powders) for cell culture scaffolds used for bone regeneration by tissue engineering method.

Materials and methods

Alumina materials were prepared using the following Al_2O_3 substrates (TABLE 1):
"R" - RA-207LS supplied by Alcan Chemicals
"7" - Nabalox® 713-10 supplied by Nabaltec