

Danuta JASIŃSKA-CHOROMAŃSKA*, Jarosław DESZCZYŃSKI*,
Janusz KARPIŃSKI*, Włodzimierz CHOROMAŃSKI*

Modelowanie układu biomechanicznego: mechatroniczny stabilizator zewnętrzny – kość

Streszczenie

Praca obejmuje zagadnienia dotyczące modelowania i symulacji układu stabilizator zewnętrzny - kość. Autorzy podejmują próbę modelowania zarówno procesu zrostu kostnego, w przypadku osteosyntezy zewnętrznej jak również modelowania własności mechanicznych układu stabilizator zewnętrzny - kość. Do realizacji wymienionych celów wykorzystano klasyczne metody mechaniki (modelowanie własności mechanicznych układu) i techniki heurystyczne do modelowania procesu zrostu kostnego. Badaniom i analizie poddano innowacyjne stabilizatory zewnętrzne rodziny Dynastab-DK realizujące postulat czynnościowego leczenia złamań.

Abstract

Problem concerning modelling and simulation of an external fixator - bone system are subject of this paper. The authors not only tries to model a process of bone union in case of external osteosynthesis but also to model mechanical properties of the system mentioned above. Classical methods of mechanics will be used to achieve the second goal and in the first case, there will be applied heuristic techniques. The subject of analyses will be innovative fixators Dynastab-DK realising a postulate of functional healing of fractures.

WSTĘP

Dane dotyczące prób modelowania i symulacji układu kostnego człowieka oraz urządzeń klinicznych z nim współpracujących znajdują się w wielu pozycjach literatury. Często próby te ograniczają się do problemów czysto mechanicznych. W niniejszej pracy autorzy prezentują nowe odmienne podejście do zagadnień modelowania i symulacji układu kość - stabilizator zewnętrzny z wykorzystaniem nie tylko technik bazujących na formalizmach mechaniki, ale również na technikach heurystycznych z wykorzystaniem sztucznych sieci neuronowych. U podstaw analizy leży przede wszystkim zrozumienie fizjologicznych procesów zrostu kostnego oraz poszukiwania takiego rozwiązania konstrukcyjnego stabilizatora zewnętrznego, który optymalizuje procesy zrostowe.

U podstaw budowy nowoczesnych stabilizatorów zewnętrznych leży spełnienie następujących warunków:

1. Stabilizator powinien umożliwić realizację postulatu czynnościowego leczenia złamań. Postulat ten ma dwa znaczenia. Chodzi tu o możliwość wczesnego ruchu złamaną kończyną w okolicy stawu (dla złamań okołostawowych) oraz zapewnienia ściśle kontrolowanych (regulowanych przez prowadzącego lekarza) ruchów poosiowych kości stymulujących procesy zrostu kostnego (istotne w leczeniu złamań kości długich).
2. Stabilizator powinien zapewnić łatwą repozycję kości (warunek istotny z punktu widzenia technik operacyjnych - nie będzie przedmiotem rozważań w niniejszej pracy).

3. Stabilizator powinien być wyposażony w układ monitorująco-kontrolny do monitoringu i predykcji procesów zrostowych.
4. Materiały (przede wszystkim śrub kostnych) powinny być obojętne biologicznie i nieprzewodzące prądu elektrycznego (aby nie eliminować istotnych w procesach zrostowych efektów piezoelektrycznych. Śruby kostne zazwyczaj wykonuje się jako metalowe pokrywane różnego typu powłokami np. tytan pokryty azotkiem tytanu. Problemy te nie będą przedmiotem analiz w niniejszej pracy.

Postulat pierwszy jest niezwykle istotny. Udokumentowany on został między innymi w pozycji [1].

W niniejszej pracy ograniczono się do stabilizatorów służących leczeniu kości długich. W tym przypadku istotne jest zapewnienie mikroruchów w ściśle określonym poosiowym kierunku. Przy czym poziom tych mikroruchów powinien być kontrolowany. Należy tu przestrzegać dwóch istotnych reguł:

- w miarę postępów leczenia zakres tych mikroruchów powinien być coraz większy,
- należy nie dopuścić do silnego oddziaływania odłamów kostnych (tzw. „efektu mózdzierza” prowadzącego do zmian nekrotycznych).

Umożliwienie ruchów odłamów kostnych nazywane jest często w literaturze medycznej dynamizacją zespolenia. Dynamizacja ta może być realizowana np. przez elastyczną konstrukcję ramy nośnej stabilizatora. Zagadnienie to analizowane było między innymi w pracy [5], ma jednak wiele wad. Do podstawowych należy brak precyzyjnej kontroli wartości mikroruchów oraz nieuniknione w tym przypadku wzajemne przemieszczenia kątowe odłamów. Znacznie lepsze rozwiązania polegają na zastosowaniu bardzo sztywnej konstrukcji ramy nośnej stabilizatora oraz sztywnego osadzenia wkrętów kostnych, przy czym dynamizacja realizowana jest przez konstrukcję specjalnej komory dynamizacyjnej w ramie stabilizatora (rys. 2).

To rozwiązanie zastosowane zostało w stabilizatorze De Bastianiego [1] oraz stabilizatorach DYNASTAB-DK [2,3,4] przeznaczonych do leczenia kości długich.

Postępy procesu leczenia oceniane są w dotychczasowej praktyce klinicznej przede wszystkim na bazie zdjęć radiologicznych oraz badań manualnych lekarza. Nie zawsze te metody są skuteczne. Ciekawa metoda polega na ocenie i predykcji procesów zrostowych poprzez analizę stanu napiężeń na ramie stabilizato-

ty leczenia złamań Dynastab. Autor i współautor 70 prac naukowych, 15 patentów i wniosków patentowych. Laureat wielu nagród polskich i zagranicznych środowisk naukowych.

* Dr n. med. Janusz KARPIŃSKI

chirurg-ortopeda Oddziału Chirurgii Urazowo-Ortopedycznej Szpitala Czerniakowskiego w Warszawie. Współtwórca stabilizatorów wewnętrznych nowej generacji Dynastab i metody leczenia złamań Dynastab. Autor i współautor licznych prac naukowych z ortopedii.

* Dr inż. Włodzimierz CHOROMAŃSKI

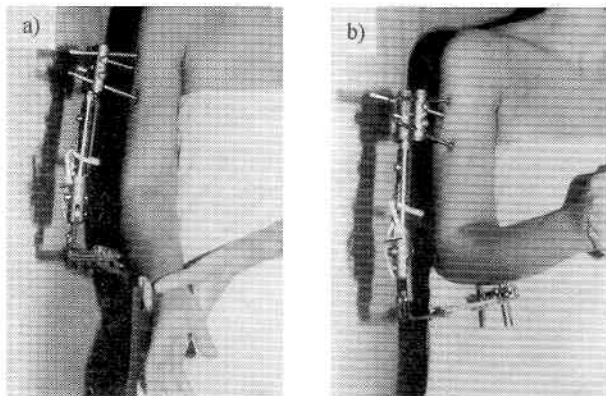
adiunkt Wydziału Transportu Politechniki Warszawskiej od 1984 r. Autor i współautor licznych prac naukowych z dziedziny modelowania pojazdów szynowych, biomedycyny i ergonomii.

* Dr inż. Danuta JASIŃSKA-CHOROMAŃSKA

1975-1976 – asystent w Instytucie Metrologii i Systemów Pomiarowych Wydziału Mechaniki Precyzyjnej Politechniki Warszawskiej; 1976-1983 – starszy asystent w Instytucie Metrologii i Systemów Pomiarowych Wydziału Mechaniki Precyzyjnej Politechniki Warszawskiej; 1984-1996 – adiunkt w Instytucie Metrologii i Systemów Pomiarowych Wydziału Mechaniki Precyzyjnej Politechniki Warszawskiej; 1996 - do chwili obecnej: adiunkt w Instytucie Mikro-mechaniki i Fotoniki Wydziału Mechatroniki (dawniej Wydziału Mechaniki Precyzyjnej) Politechniki Warszawskiej.

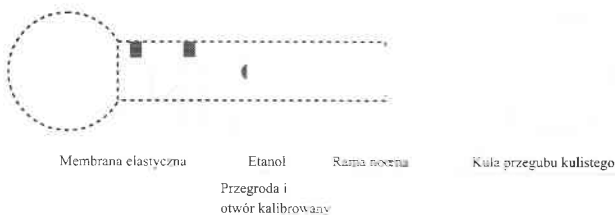
* Dr n. med. Jarosław DESZCZYŃSKI

ordynator Oddziału Chirurgii Urazowo-Ortopedycznej Szpitala Czerniakowskiego w Warszawie, konsultant wojewódzki do spraw ortopedii i traumatologii. Współtwórca stabilizatorów zewnętrznych nowej generacji Dynastab i me-



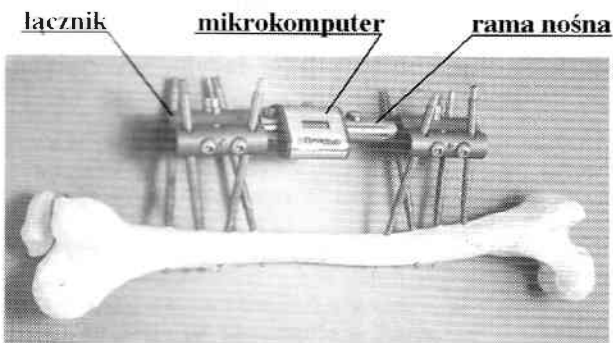
Rys. 1. Stabilizator Dynastab - DK - leczenie złamań okołostawowych - staw łokciowy - ilustracja postulatu czynnościowego leczenia złamań

Zawór powietrza Zawór etanolu Czujnik nacisku



Rys. 2. Przekrój pneumatyczno-hydraulicznej komory dynamicznej stabilizatora Dynastab

tora z wykorzystaniem sztucznych sieci neuronowych. Idea metody zostanie zaprezentowana w niniejszej pracy. Po raz pierwszy została ona zastosowana w mechatronicznym stabilizatorze Dynastab-DK (rys. 3).



Rys. 3. Zaawansowany technologicznie stabilizator DYNASTAB (do leczenia złamań kości długich) z mikrokomputerem sterującym tensometrycznym układem pomiarowym

Konstrukcja ramy nośnej zapewnia ściśle kontrolowaną dynamizację poosiową. Przestrzenna konfiguracja wkrętów kostnych (układ kratownicy) zwiększa sztywność i zamocowanie stabilizatora nawet przy ewolucji procesów osteolizy.

MODELOWANIE UKŁADU BIOMECHANICZNEGO

Przedmiotem analiz w niniejszym rozdziale były problemy dotyczące nowej metody oceny, monitoringu i predykcji proce-

sów zrostu kości. Metoda istotnie bazuje na danych, które mogą być otrzymane z systemu pomiarowego rodziny stabilizatorów zewnętrznych DYNASTAB-DK. Ukierunkowana jest ona na zastosowanie w praktyce klinicznej. Istota jej polega na pomiarze oddziaływań międzyodłamowych dla różnych obciążeń chorej kończyny. Pomiar dokonywany jest przez mikroprocesorowy układ pomiarowy wyposażony w półprzewodnikowe czujniki tensometryczne. Analiza danych pomiarowych dokonywana jest z wykorzystaniem sieci neuronowych o strukturze wielowarstwowej. Przy czym założono przepływ informacji w sieci typu feed-forward. Do treningu sieci wykorzystano algorytm wstecznej propagacji błędów. Tak wytrenowana sieć może być wykorzystana do symulacji i predykcji procesu zrostu, jak i wspomaganie procesu decyzyjnego lekarza.

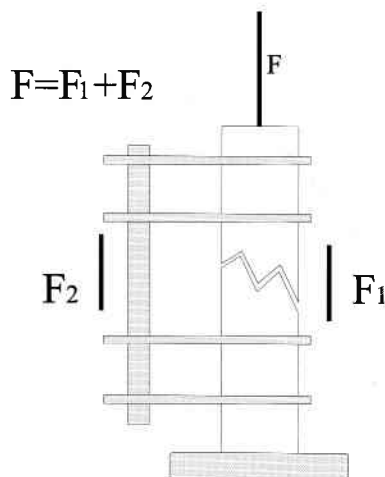
Koncepcja modelowania procesu zrostu kostnego

Jak zaznaczono we wstępie ocena procesu zrostu kostnego typowymi technikami stosowanymi w praktyce klinicznej a zatem przy użyciu zdjęć rentgenowskich oraz badań manualnych bywa zawodna i ma charakter bardziej lub mniej subiektywny. Istotnym problemem w badaniach komputerowych jest obiektywizacja tej oceny oraz przyporządkowanie jej pewnej miary, która w sposób ilościowy scharakteryzuje zaawansowanie procesu zrostu kostnego. Istota miary zrostu kostnego polega na pomiarze całkowitego obciążenia działającego na chorą kończynę, a następnie na pomiarze obciążenia przeniesionego przez ramę nośną stabilizatora - F_2 oraz zrastającą się kość - F_1 . Znając wyżej wymienione wartości, można wprowadzić miarę zrostu kostnego:

$$M = \frac{F_2}{F} = \frac{F_2}{F_1 + F_2} \quad (1)$$

Zauważmy, że miara ta jest funkcją czasu. Jej przebieg czasowy określa tak zwaną krzywą zrostu kostnego. Idea pomysłu polega na monitoringu krzywej zrostu kostnego oraz wypracowaniu metod, które na tej podstawie pozwolą na określenie tzw. wzorcowej krzywej zrostu kostnego oraz diagnostykę procesu leczenia (odchylenia od krzywej wzorcowej). Analiza krzywej wzorcowej dla różnych przypadków pozwoli również na badanie wpływu różnych czynników na procesy zrostowe (jest to zatem istotne narzędzie badawcze).

Na rysunku 4 przedstawiono obciążenie układu stabilizator-kość siłą osiową. Należy jednak zauważyć, że własności mecha-



Rys. 4. Ilustracja koncepcji miary zrostu kostnego

niczne zrastającej się kości mogą być silnie nieliniowe a zatem miary wzrostu kostnego mogą okazać się różne zarówno dla różnych wartości danego obciążenia, jak i dla różnych obciążeń (siłami działającymi w różnych kierunkach oraz momentami sił). Dlatego uzasadnione wydaje się wprowadzenie nie pojedynczej miary ale n-elementowego wektora miar wzrostu kostnego i wektora krzywych wzorcowych:

$$M_i = \frac{F_{2i}}{F_i} = \frac{F_{2i}}{F_{1i} + F_{2i}} \quad i=1 \dots n \quad (2)$$

Pozytywny wynik leczenia prowadzi do sytuacji, w której wszystkie miary wzrostu kostnego zerują się, to znaczy całe obciążenie przenoszone jest przez kończynę.

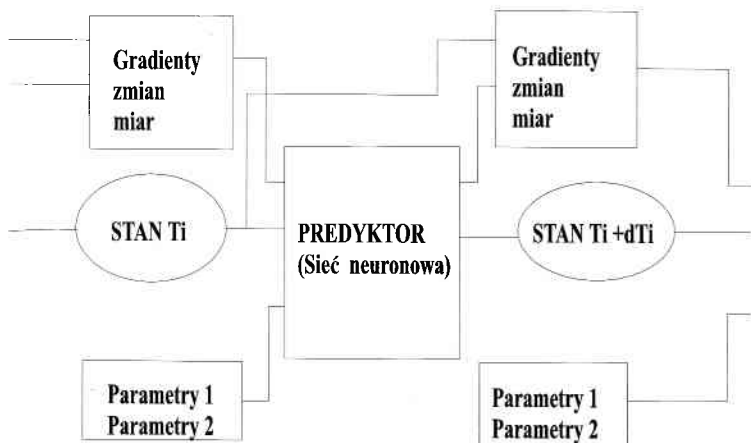
Ważnym zagadnieniem staje się wybór metody analizy krzywych wzrostu kostnego uzyskanych z systemu pomiarowego stabilizatorów DYNASTAB-DK. Wielość różnorodnych przypadków (wiek chorych, rodzaj złamania, inne choroby, intensywność ćwiczeń rehabilitacyjnych, brane środki farmakologiczne itd.) powoduje trudność w doborze technik symulacji komputerowej. Autorzy ostatecznie zdecydowali się na techniki oparte o sztuczną inteligencję a dokładnie sztuczne nieliniowe i wielowarstwowe sieci neuronowe.

Autorzy proponują wyodrębnić 12 rodzajów złamań:

1. Złamanie skośne kości udowej,
2. Złamanie poprzeczne kości udowej,
3. Złamanie wieloodłamowe kości udowej,
4. Złamanie skośne kości ramienia,
5. Złamanie poprzeczne kości ramienia,
6. Złamanie wieloodłamowe kości ramienia,
7. Złamanie poprzeczne kości piszczelowej,
8. Złamanie skośne kości piszczelowej,
9. Złamanie wieloodłamowe kości piszczelowej,
10. Złamanie stawu kolanowego,
11. Złamanie stawu skokowego,
12. Złamanie stawu łokciowego.

Dla każdego rodzaju złamania oraz dodatkowo dla różnych poci oraz rodzajów nałogów (palacze, osoby niepalące) określona została osobna struktura neuronowa.

Każda struktura zbudowana wprawdzie na bazie sieci neuronowej typu feedforward [7] ze względu na wprowadzenie sprzężenia zwrotnego miała w istocie charakter sieci neuronowej rekurencyjnej. Architektura predyktora neuronowego do predykcji krzywych wzrostu kostnego pokazana została na rysunku 5.



Rys. 5. Architektura układu do predykcji krzywych wzrostu kostnego

Bieżący stan leczenia (STAN T_i) określony jest przez siedem miar wzrostu kostnego określonego dla różnych obciążeń zgodnie z miarami uzyskanymi z systemu Dynastab-DK lub wziętymi z poprzedniego kroku obliczeń w procesie symulacji komputerowej. Parametry oznaczone na rysunku 5 cyfrą jeden określają wartości wybranych analiz: poziomu Ca i P w surowicy krwi, fosfotazy zasadowej, intensywności ćwiczeń rehabilitacyjnych (mierzonych z wykorzystaniem systemu pomiarowego stabilizatora), wpływu czasu od założenia stabilizatora. Z kolei parametry oznaczone cyfrą dwa określają: wiek chorego, gęstość kości, czas predykcji dTi, zastosowaną technikę operacyjną (np. stabilizacja z dociskiem wstępnym). Do analiz zastosowano strukturę trzywarstwowej nieliniowej sieci neuronowej [7], zaś jako metodę uczenia wyniki badań klinicznych i algorytm wstecznej propagacji błędów ostatecznie przyjęła formę wspomnianej trójwarstwowej sieci neuronowej zawierającej razem 617 neuronów (I warstwa 40 neuronów realizujących transformację funkcją tangens hiperboliczny, II warstwa 570 neuronów realizujących transformację funkcją logistyczną, III warstwa 7 neuronów - tyle jest bowiem wyjść z układu związanych z siedmioma miarami wzrostu kostnego, też realizujących transformację funkcją logistyczną. Do treningu sieci zastosowano wspomniany już algorytm wstecznej propagacji błędów z modyfikowanym momentem [7]. Obliczenia dokonywane były na komputerze z procesorem Pentium MMX 233 Mhz.

Dla złamania kości udowej przyjęto następujące rodzaje obciążeń przy określeniu siedmiu miar wzrostu kostnego:

1. M_1 skurcz mięśni uda w pozycji leżącej na plecach,
2. M_2 czynne uniesieniu kończyny o kąt 30 deg,
3. M_3 kończyna uniesiona biernie do góry, mięśnie rozluźnione,
4. M_4 skurcz mięśni w pionowym ustawieniu kończyny,
5. M_5 przy leżeniu na zdrowym boku, kończyna odwiedzona o kąt 20 deg,
6. M_6 nacisk w pozycji pionowej na wagę elektroniczną siłą 100 N,
7. M_7 nacisk w pozycji pionowej na wagę elektroniczną siłą 200 N, do predykcji ewolucji miar wzrostu kostnego na bazie danych pochodzących z pomiarów dokonanych we wstępnej fazie leczenia.

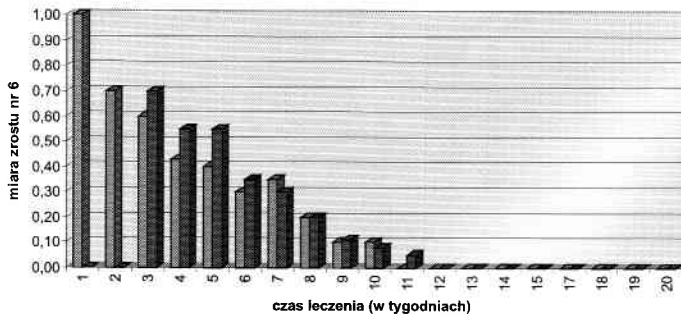
Na rysunkach 6-8 przedstawiono wyniki symulacji komputerowej, którą potem porównano z rzeczywistym przebiegiem wartości.

Modelowanie i badania symulacyjne wybranych własności mechanicznych układu

Postulat dynamizacji zespolenia oraz jej dokładnej kontroli wymagał, by przy wyłączeniu ruchów poosiowych (po wyłączeniu dynamizacji) stabilizator był maksymalnie sztywny tzn. przy typowych obciążeniach odłamów kostnych ich względne przemieszczenia były możliwe „małe”. W przypadku konstrukcji unilateralnej (rama z jednej strony stabilizatora - rozwiązanie bardzo wygodne - w odróżnieniu od rozwiązań cyrkularnych czy triangularnych - dla pacjenta i lekarza instalującego stabilizator) wymaga to bardzo sztywnej ramy stabilizatora oraz mocnego zakotwiczenia wkrętów kostnych w kości. Założono, że rama będzie wykonana z rury stalowej o średnicy zewnętrznej 20 mm i grubości 1,5 mm, co pozwala praktycznie na pominięcie jej odkształceń w procesie analiz. Skupiono się zatem na analizie konfiguracji przestrzennej wkrętów kostnych.

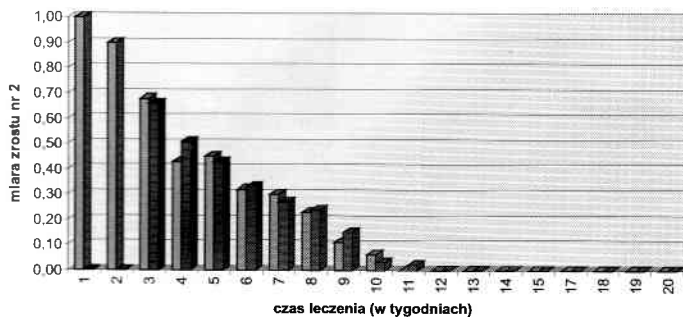
Do analiz wykorzystano uproszczone techniki stosowane w programach MBS (Multibody Systems) bazujące na modelach liniowych i dyskretnych [2, 3, 6]. W naszym przypadku metoda jest zgodna z tzw. metodą sztywnych elementów

Krzywe wzrostu: rzeczywista i prognozowana (od 2 tygodnia leczenia) - pacjent nr 1

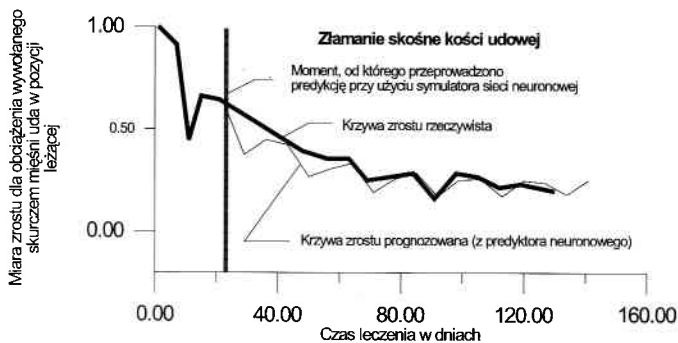


Rys. 6. Porównanie wyników klinicznych i symulacji komputerowych

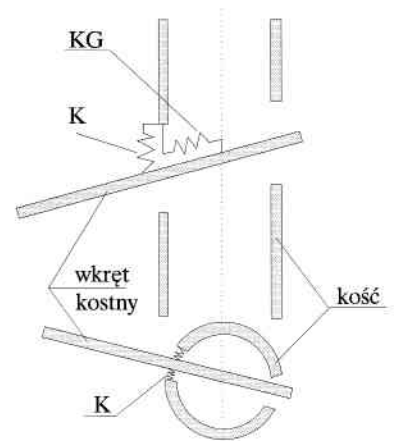
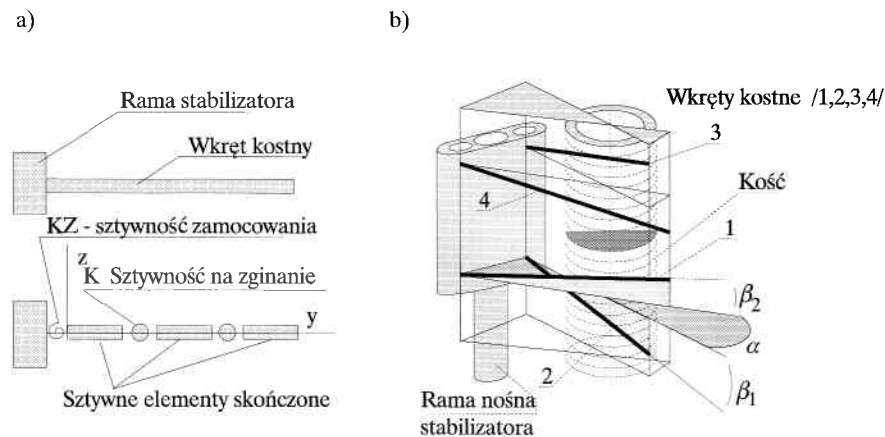
Krzywe wzrostu: rzeczywista i prognozowana (od 2 tygodnia leczenia) - pacjent nr 1



Rys. 7. Porównanie wyników klinicznych i symulacji komputerowych

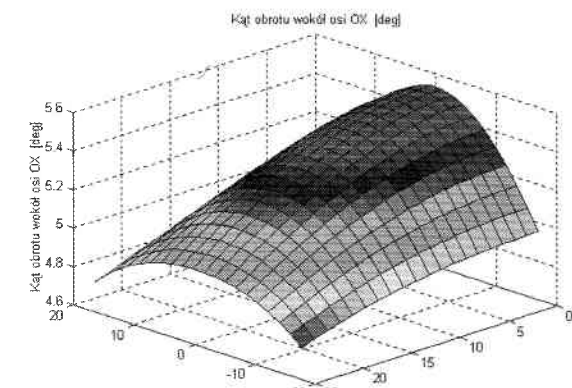


Rys. 8. Przykładowe wyniki predykcji wzrostu kostnego z wykorzystaniem sieci neuronowej

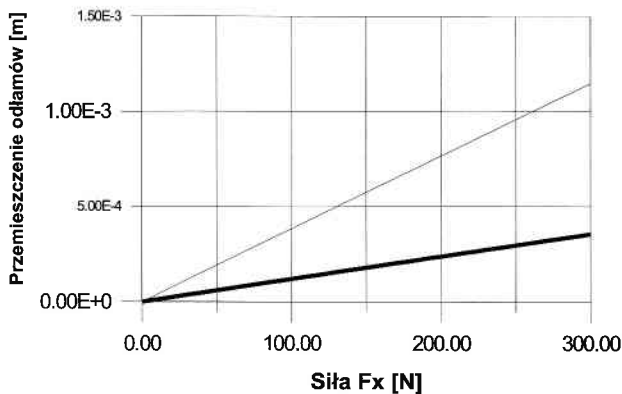


Rys. 9. a) model nominalny wkrętów kostnych b) model nominalny układu stabilizator zewnętrzny kość

Rys. 10. Model oddziaływania wkrętu z kością



Rys. 11. Obciążenie momentem M_x



Rys. 12. Wyniki badań symulacyjnych

skończonych [6] i została implementowana do oryginalnego programu IKAR [3, 4].

Na rysunkach 11+12 pokazano wpływ przestrzennego rozmieszczenia śrub kostnych na wzajemne przemieszczenia odłamów przy obciążeniu złamanej kończyny obciążeniem statycznym oraz wyniki analiz porównawczych stabilizatora z układem „liniowym” wkrętów kostnych.. Widać wyraźnie, że przestrzenna konfiguracja wkrętów kostnych poprzez faktyczną syntezę konstrukcji swoistej kratownicy znacząco „usztynia” zespolenie.

WNIOSKI

Przedstawione w pracy metody badawcze posłużyły do przeprowadzenia badań symulacyjnych układu stabilizator zewnętrzny kość. Wyniki uzyskane z modelu dyskretnego wyżej wymienionego układu jednoznacznie wykazały zalety przestrzennej konfiguracji śrub kostnych. Zostały one w pełni potwierdzone w praktyce klinicznej. Do symulacji procesów zrostu kostnego wykorzystano metody heurystyczne, bazujące na sztucznych sieciach neuronowych oraz pojęcie tzw. miar zrostu kostnego (zaproponowane po raz pierwszy w pracach [3, 4]). Do treningu sieci neuronowych wykorzystano wyniki uzyskane z praktyki klinicznej. Uzyskane wstępne rezultaty są bardzo obiecujące. Wprowadzone miary zrostu kostnego mogą stanowić istotne uzupełnienie badań postępu leczenia (być może nawet wyeliminować metody dotychczas stosowane). Sieci neuronowe okazały się natomiast efektywnym narzędziem predykcji procesu zrostu kostnego dokonanej we wczesnym stadium leczenia.

LITERATURA

- [1] G. De BASTINI, R. Aldegheri: Dynamic Axial Fixation. A Rational Alternative for the External Fixation of Fractures, International Orthopedics, Springer-Verlag, Wiedeń 1986.
- [2] D. CHOROMAŃSKA: Motion and Vibration Control in Medicine - Focus on New Generation of Orthopaedic External Fixator (współautorzy: G. PAWLICKI, J. DESZCZYŃSKI). The Third International Conference on Motion and Vibration Control MOVIC - Tokio, 1996.
- [3] D. CHOROMAŃSKA: Analiza własności układu biomechanicznego: mechatroniczny stabilizator zewnętrzny - kość w obszarze zagadnień mechanicznych i klinicznych, III Konferencji Naukowo-Technicznej MECHATRONIKA'97, Warszawa, 1997.
- [4] J. DESZCZYŃSKI, J. KARPIŃSKI: Stabilizatory DYNASTAB -DK - możliwości i oczekiwania, Chirurg, Narząd. Ruchu. i Ortop., 1994.
- [5] A.E. GOODSHIP, P.E. WATKINS, H.S. RIGBY, J. KENWRIGHT: The Role of Fixator Frame Stiffness in: Control of Fracture Healing. An Experimental Study, Journal of Biomechanics, 1993, Vol.28 No. 9.
- [6] J. KRUSZEWSKI, W. GAWROŃSKI, E. WITTBRODT, F. NAJBAR, S. GRABOWSKI: Metoda sztywnych elementów skończonych, Arkady, Warszawa 1975.
- [7] R. TADEUSIEWICZ: Sieci neuronowe. Akademicka Oficyna Wydawnicza, Warszawa 1993.