

Lukasz TOMASZEWSKI, Wydział Inżynierii Produkcji, Politechnika Warszawska

MODELOWANIE GEOMETRYCZNE I MATERIAŁOWE W WERTEBROPLASTYCE KRĘGOSŁUPA Z ZASTOSOWANIEM SYSTEMÓW KOMPUTEROWYCH CT/CAD/CAE

Streszczenie. Wertybroplastyka kręgosłupa jest procedurą kliniczną, polegającą na wstrzyknięciu cementu kostnego do trzonu kręgowego ze zmianą patologiczną w postaci osteoporozy, nacieku nowotworu lub naczyniaka [3]. W przedstawionej metodzie do oceny efektywności zabiegu, wykorzystane są narzędzia inżynierskie w postaci programów komputerowych. Pierwszym etapem jest badanie tomograficzne CT kręgosłupa. Na bazie tomogramu budowany jest trójwymiarowy model CAD trzonu. Kolejnym etapem jest analiza przy pomocy systemu CAE, który umożliwia ocenę wertybroplastyki poprzez symulowanie obciążeń oraz wyznaczenie charakterystyk mechanicznych trzonów kręgowych.

1. WSTĘP

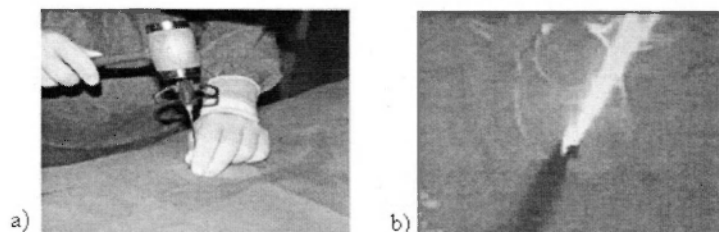
Zamodelowanie wiernego anatomicznie kośćca do celów analiz numerycznych wymaga wielu informacji na temat geometrii oraz właściwości fizykalnych ośrodka. Z pomocą przychodzi tu tomografia komputerowa. Na podstawie obrazów tomograficznych można utworzyć trójwymiarowy model danego obiektu anatomicznego (w tym przypadku kręgu) a także zdefiniować niejednorodności struktury kostnych, dzięki informacji o gęstości tkanki w poszczególnych obszarach. Jednym z narzędzi numerycznych służących do przetwarzania danych tomograficznych jest program Mimics. Po zaimportowaniu danych pacjenta umożliwia on odtworzenie trójwymiarowego (3D) kształtu kości w oparciu o jej płaskie przekroje, które są efektem projekcji na poszczególnych warstwach. Na podstawie znajomości współczynników Hounsfield'a odpowiadających danym strukturom można wyodrębnić zarysy każdej tkanki, w tym przypadku kręgow. Kolejnym krokiem jest utworzenie modelu dyskretnego na bazie uprzednio odtworzonego obiektu 3D. W tym celu model zbudowany z płatów trójkątnych jest transferowany do oprogramowania typu CAE, gdzie następuje przetworzenie modelu powierzchniowego na bryłowy oraz utworzenie tzw. siatki tetrahedralnej (elementów czworościennych). Po ponownym przetransferowaniu modelu do programu Mimics można przypisać właściwości mechaniczne jego poszczególnym strukturom. Ostatecznie gotowy model bryłowy wraz z przypisanymi właściwościami może zostać następnie przekazany do systemu CAE i tam poddany analizie numerycznej z zastosowaniem metody elementów skończonych.

Proces modelowania zostanie przedstawiony dalej na konkretnym przypadku klinicznym. Jest to kręg na poziomie L4 z naczyniakiem wypełnionym cementem.

2. ZABIEG WERTEBROPLASTYKI

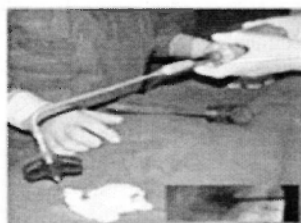
W trakcie zabiegu pacjent wyłożony jest na brzuchu z ramionami wyciągniętymi przed siebie. Przy pomocy urządzenia RTG następuje ustalenie strony, lokalizacji oraz kąta natarcia igły. Na kierunku planowanego nakłucia igłą punkcyjną wykonuje się znieczulenie skóry, położonych głębiej mięśni i okostnej wyrostków stawowych kręgu.

Igła jest wprowadzana do trzonu (rys.2.1 a oraz b) na odległość około 2/3 jego głębokości (przy złamaniu osteoporotycznym) lub dokładnie w zmianę patologiczną (naczyniak, przerzut nowotworu). Przed podaniem cementu wykonuje się badanie kontrastowe, wstrzykując do trzonu wodny środek cieniujący. Kontrast jest podany w celu upewnienia się czy nie ma „wycieku” do kanału kręgowego lub przestrzeni okołotrzonowej.



Rys.2.1 a, b. Wprowadzenie igły do trzonu

Następnie wykonuje się iniekcję cementu do trzonu pod ciągłym monitoringiem RTG (rys.2.2). Na tym etapie w razie zaobserwowania wycieku cementu poza trzon kręgu istnieje możliwość zakończenia podawania cementu.



Rys.2.2. Iniekcja cementu pod ciągłą kontrolą RTG

Korzyści, jakie wynikają z zabiegu werrebroplastyki to przede wszystkim krótki czas zabiegu operacyjnego, który może być wykonywany w ramach procedury „jednego dnia”. Podczas gdy metody operacyjne leczenia wymagają stosowania przeszczepów kości lub protez kręgów, czy rozległych usztywnień kręgosłupa i długotrwałego usprawniania. Chory może szybko powrócić do normalnej aktywności życiowej, bez zaopatrzenia w gorset ortopedyczny. Efekt przeciwbólowy w większości przypadków jest długotrwały.

3. MODELOWANIE GEOMETRYCZNE I FIZYKLANE TRZONÓW KRĘGOSŁUPA

3.1. Modelowanie obiektów 3D na podstawie danych tomograficznych

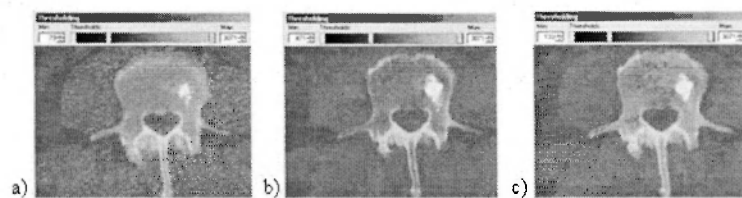
Po zaimportowaniu obrazów tomograficznych do programu Mimes pierwszą wykonywaną czynnością jest ich segmentacja poprzez zdefiniowanie tzw. progów (rys.3.1). Są to dwie

wartości poziomu jednostek Hounsfield'a – minimalna oraz maksymalna. Wszystkie obiekty na obrazie o gęstości tomograficznej spełniającej warunek:

$$HU_{\min} < x < HU_{\max} \quad (3.1)$$

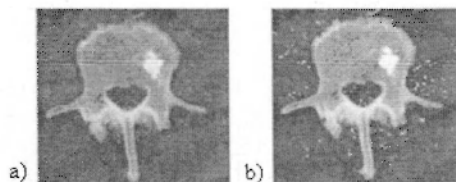
gdzie: x – poziom HU w pikselu,

zostaną podświetlone za pomocą tzw. maski. Wartości progów dobiera się tak, aby maska podświetliła jak najwięcej szczegółów z obiektu zainteresowania (w tym przypadku jest to kręgi) i jednocześnie jak najmniej tkanek go otaczających i nienależących do kręgosłupa.



Rys. 3.1. Przekrój kręgosłupa w płaszczyźnie kręgu. Dobór optymalnych wartości progów. a) zbyt mała wartość dolnego progu, b) za duża wartość dolnego progu, c) progi dobrane optymalnie

Kolejnym krokiem jest segmentacja za pomocą tzw. obszaru rosnącego (*ang. Region growing*). Po użyciu tej funkcji program poszukuje pikseli należących do obiektu, który ma być wydzielony. Następnie sprawdza ich sąsiednie piksele ze względu na przyjęte kryterium jednorodności i w przypadku pozytywnej weryfikacji przyłącza je do obszaru. Dzięki temu usuwane są szumy, czyli pojedyncze lub małe grupy pikseli podświetlone przez maskę podczas progowania.



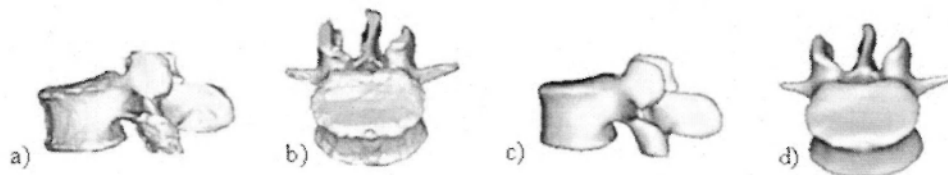
Rys.3.2. Segmentacja obrazu za pomocą metody „rozrostu obszaru”, a) przed zastosowaniem operacji, b) po operacji „region growing”

Na rysunku 3.2 przedstawiony jest obraz przed (rys. a) i po zastosowaniu operacji „region growing” (rys. b). Na obrazie po użyciu tej funkcji widoczne są elementy (podświetlone zieloną maską), które zostały odrzucone.

Ze względu na dokładność odwzorowania budowy kręgu, jego późniejszego podziału na elementy skończone oraz poprawności zdefiniowania właściwości materiałowych, istnieje jeszcze potrzeba poprawienia kilku szczegółów (rys.3.2 b – ubytki w masce pokrywającej kość gąbczastą) za pomocą narzędzi do ręcznej edycji obrazów.

Opisany powyżej proces jest powtarzany dla wszystkich pojedynczych skanów, które składają się na tomogram analizowanego kręgu.

Na podstawie tomogramu Mimics generuje model trójwymiarowy przy użyciu płatów powierzchniowych typu NURBS (rys. 3.3. a, b). Przed przekazaniem modelu do systemu MES wymaga on jeszcze dodatkowego wygładzenia w celu usunięcia nierówności, ostrych krawędzi, itp. (rys. 3.3. c, d).

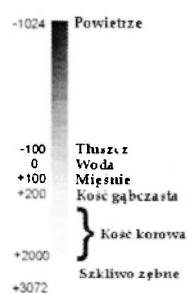


Rys. 3.3. Trójwymiarowy model kręgu L4. Model z widocznymi wyraźnymi nierównościami (a,b), model wygładzony (c,d)

Model powłokowy jest zapisywany w formacie STL i aproksymowany przy pomocy siatki trójkątów. W celu utworzenia modelu bryłowego model jest eksportowany do pre-procesora systemu MES, gdzie siatka powierzchniowa utworzona z trójkątów zamieniana jest na siatkę objętościową zbudowaną z elementów czworosiennych.

3.2. Definiowanie właściwości materiałowych

Po konwersji modelu kręgu na obiekt bryłowy i podzieleniu go na elementy skończone w pre – procesorze, model jest importowany do modułu FEA w programie Mimics. Przed przypisaniem właściwości materiałowych program przelicza poziom HU w każdym voxelu. Poziomu HU w każdym elemencie skończonym jest ustalany na podstawie wartości średniej pochodzącej od wszystkich voxelów, które są zawarte w objętości elementu. Po obliczeniu poziomu HU w każdym elemencie siatki objętościowej, wyświetla się okienko właściwości materiałowych. Na histogramie program ukazuje ilość elementów, które zostały przypisane do danego poziomu gęstości tomograficznej. Każdy element ma swój własny poziom oparty na zestawie danych z obrazu CT. Kolejnym krokiem jest dyskretyzacja: zakres poziomu HU jest ponownie dzielony na przedziały. W przedstawionej metodzie dyskretyzacja jest dokonywana przez ręcznie definiowane przedziały zakresu HU. Można się tu posłużyć skalą współczynników Hounsfield'a (rys. 3.4). Na jej podstawie można wyodrębnić struktury kostne – istotę gąbczastą i skorupę korową, a także zmianę chorobową i wstrzyknięty cement.



Rys. 3.4. Skala współczynników Hounsfield'a

Własności mechaniczne poszczególnych obszarów wchodzących w skład modeli kręgu zostały zestawione w tab. 3.1.

Tabela 3.1. Obszary materiałowe i ich własności mechaniczne przyjęte do analizy [1,2]

	E [MPa]	ν [-]
Kość korowa	12000	0,3
Kość gąbczasta	100	0,3
Cement	2400	0,3
Naczyniak	0,00001	0,45

4. OCENA NUMERYCZNA SZTYWNOŚCI KRĘGÓW

Do analizy numerycznej sztywności kręgów kręgosłupa zostały zbudowane trzy modele matematyczno - fizyczne. Każdy zbudowany z 41533 czworościennych elementów skończonych o charakterystyce liniowej. Elementy zostały podzielone na grupy elementowe w zależności od średniej wartości gęstości HU w danym obszarze. Podstawowy model składał się z następujących obszarów materiałowych: kości gąbczastej, kości korowej oraz cementu kostnego

W drugim modelu obszar z cementem kostnym został potraktowany jako pusta przestrzeń (zmiana chorobowa). W trzecim modelu grupie elementowej stanowiącej cement zostały przypisane właściwości mechaniczne kości gąbczastej.



Rys. 4.1. Schematyczne zobrazowanie warunków brzegowych przyjętych w analizie numerycznej.

W analizie numerycznej zostały przyjęte następujące warunki brzegowe (rys.4.1):
- węzłom na dolnej powierzchni trzonu zostały odebrane wszystkie stopnie swobody
- do węzłów znajdujących się na górnej powierzchni trzonu zostało przyłożone przemieszczenie o wartości 1 mm w kierunku osiowym o zwrocie ujemnym.

Sztywność trzonów została wyznaczona w następujący sposób:

$$k = \frac{F}{u} \quad (4.1)$$

gdzie: F [N] – reakcja trzonu na zadane przemieszczenie, zdefiniowana jako średnia wartość ze wszystkich węzłów, w których zadany był warunek przemieszczeniowy,
 u – przemieszczenie węzłów [mm].

Tabela 4.1. Rezultaty obliczeń analizy z warunkami brzegowymi przemieszczeniowymi

Model	Sztywność [N/mm]
Trzon kręgowy normalny	579
Trzon kręgowy z naczyniakiem	562
Trzon kręgowy z wstrzykniętym cementem	639

5. WNIOSKI I UWAGI

- Małe naczyniaki mają niewielki wpływ na sztywność całego trzonu.
- Wypełnienie cementem całej zmiany chorobowej prowadzi do przesztynienia trzonu.
- Modele numeryczne kręgów analizowane w pracy można rozwinąć poprzez zbudowanie segmentu składającego się z dwóch sąsiednich trzonów i umieszczonego między nimi krążka międzykręgowego.

LITERATURA

- [1] Cejmer W., Kwiatkowski K., Skoworodko J., Skalski K.: Analiza sztywności trzonów kręgowych w zabiegu wertebroplastyki przezskórnej u chorych ze zmianami patologicznymi, XXII Konferencja Naukowo – Szkoleniowa Ortopedów WP. , Pieczyska koło Koronowa 2005.
- [2] Jasper L. E., Deramond H., Mathis J. M., Belkoff S. M.: Material properties of various cements for use with vertebroplasty, Journal of Materials Science: Materials in Medicine 13 (2002); pp. 1-5.
- [3] Williams A. L., Reed Murtagh F.: Zabiegi diagnostyczne i terapeutyczne w chorobach kręgosłupa – przewodnik, Medipage, Warszawa 2003, pp. 149 – 160.

GEOMETRICAL AND MATERIAL MODELLING IN SPINE VERTEBROPLASTY BY MEANS OF COMPUTER SYSTEMS CT/CAD/CAE

Summary. Spine verebroplasty is a clinical procedure that consists in injection of bone cement into the body of a pathologically changed vertebra. The vertebra pathology may take form of osteoporosis, sarcoma or angioma. In the method shown in the paper engineering tool, i.e. computer software, was utilized in order to estimate efficiency of the procedure. CT imaging of diseased vertebra is the first step. On the basis of CT images a 3D model of the vertebra body is built in a CAD system. Analysis in a CAE system is the next step of the process. The analysis makes it possible to simulate loading and to elaborate mechanical characteristics of vertebra bodies.