

ДВУМЕРНО МОДЕЛИРАНЕ НА БЕДРЕНА ГЛАВА С ИМПЛАНТАТИ - ОЦЕНКА

ст. ас. инж. Пенчо Колев Пенчев, Технически университет - Габрово

The paper is concerned with the description and results of a two-dimensional finite element analysis of aseptic necrosis of the femoral head. The cortical and cancellous region and articular cartilage were modelled as isotropic continua having appropriate bulk elastic properties.

The stress distribution was calculated in a model representing the frontal section of a femoral head with three implants. The investigate the relative effect of several factors a two-dimensional model was constructed as a first approach.

These modes were chosen to represent the clinical situation of proper graft placement of the avascular femoral head segment.

Въведение

Обособяването на идиопатичната асептична некроза на бедрената глава като самостоятелна нозологична единица от F. Chandler (1936, 1940, 1948) днес е общоприето. От тези ранни съобщения стават ясни, двете форми в които се проявява некрозата, пост-травматична асептична некроза (ТАН) и идиопатична асептична некроза (ИАН). Идиопатичните форми до неотдавна се характеризираха като двустранни и се свързваха с алкохолизма, стероидната терапия, подагратата, кесонната болест или хематологичните заболявания. Даже идиопатичната асептична некроза се свързва със заболяване на целия организъм и тя остава неизяснена тъй като точните причини на некрозите остават неясни.

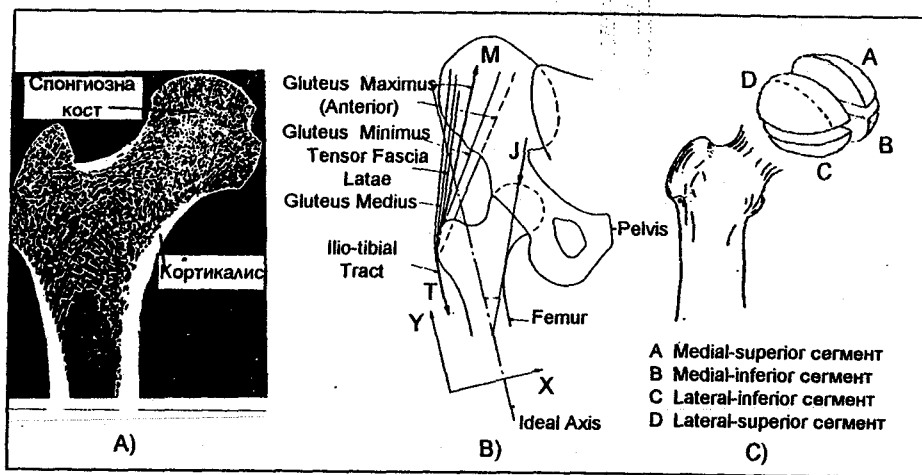
Възможните лечения включват наблюдения, разтоварване на носещата част, пробиване, присаждане на кортикална кост, съединяване, ставна пластика с резекция, шапково протезиране, остеотомия, частична пластика на ставата и двуполусно протезиране. Обикновеното наблюдение на некротизиралата бедрена глава води почти винаги до колапс, докато продължителното разтоварване на носещата част довежда само до случаен успех. Остеотомията при идиопатична асептична некроза до неотдавна се съобщаваше като водеща до добри резултати. Модерните техники на частичната пластика на ставата и двуполусното протезиране осигуряват отлични непосредствени функционални резултати. Обикновеното пробиване на аваскуларния сегмент подобрява кръвоснабдяването и осигурява пътя за реваскуларизацията, но може да направи бедрената глава много податлива на колапс при стресово натоварване.

Най-доброто лечение за млади пациенти с ранна идиопатична некроза и пост-травматична асептична некроза е стимулиране реваскуларизацията и

предотвратяване на колапса на некротичния сегмент на некротизиралата бедрена глава. Имплантирането на кортикална кост предлага тази теоретична възможност. Направеният канал премества част от некротизирания сегмент и осигурява стимулиране на реваскуларизацията и достъпа до костния имплантат. Частично облекчава горната и латерална част на бедрената глава подложена на стресово натоварване.

Материали и методи

На фиг. 1а), в) и с) е показана анатомията и строежа на проксималния край на бедрената кост. Външната обвивка-кортикалната кост (кортикалис, кортекс) е плътна, много здрава (дебелина 1мм) и поема основната част от натоварването. Във вътрешността е разположена спонгиозната кост, която е



Фиг. 1

със специфична структура и има в по-малка степен отношение към поемане на натоварването. Тя изпълнява важна роля при осигуряване храненето на костта. Хиалинния хрущял е с дебелина от 0.5 до 1мм, в зависимост от стадия на заболяването.

Моделирането по метода на крайните елементи дава възможност да се включат подходящи материални свойства за изграждане на костта.

За изучаване на натоварванията в проксималния край на бедрената глава е избран Метода на крайните елементи (МКЕ).

Геометричните данни използвани за конструирането на модела бяха получени от фронталната снимка на бедрената кост. Подходящите материали за непокътната глава са взети от експерименталните изследвания на Brown и Graft [1, 2, 3, 4, 5] (Табл. 1). Натоварващите условия използвани за модела за ставна

реакция и абдукторните сили са базирани на опора на един крак и взети от модела на McLeish и Charnley.

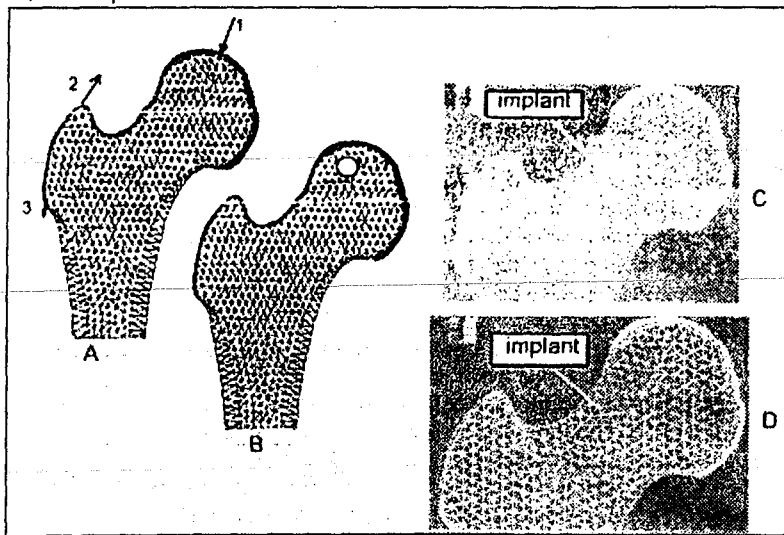
Табл. 1

Материал	Модул на еластичност	Коефициент на Поасон
Кортикалис	17 260 МПа	0.29
Спонгиозна кост	324,6 МПа	0.29
Хиалинов хрущял	10,35 МПа	0.40
Некроза	20,00 МПа	0.30

При създаване модела за работа по метода на крайните елементи за проксималния край на бедрената глава, са взети под внимание седем основни момента:

- анатомия на бедрената глава;
- материални свойства на костта;
- размери на имплантата;
- материални свойства на некротичната област;
- връзка кост-имплантат;
- натоварващ случай;
- опора.

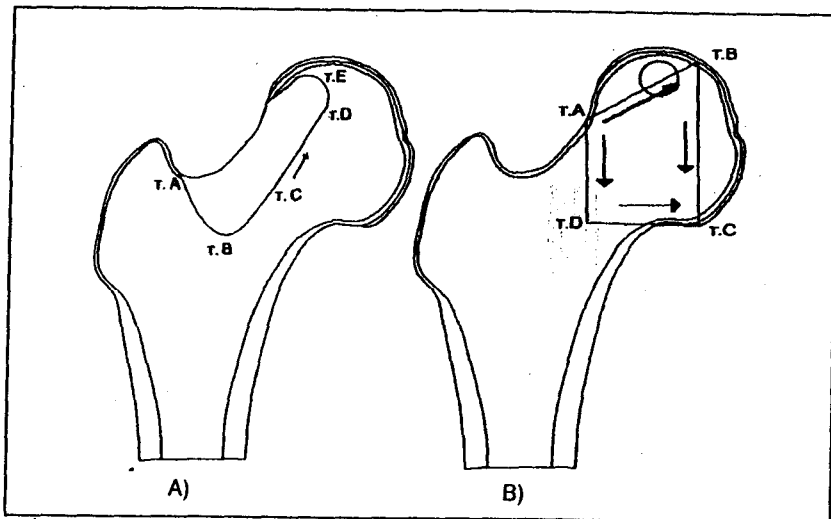
На фиг. 2 е показан пример на реализиран модел на проксималния край на бедрената глава по метода на крайните елементи. Той илюстрира клиничната ситуация на връзка кост-имплантат.



Фиг. 2. Двумерен модел по метода на крайните елементи. Показани са два имплантата или областта на кюретаж. (А) Непокътната бедрена глава, където 1- ставна сила- J, 2- резултантна мускулна сила-М и 3 сила действаща в илио-тибиалния тракт. (В) с некроза, (С) имплантат под 130° (D) имплантат под 145°.

Анализа по метода на крайните елементи бе направен използвайки продукта COSMOS/M на Structural Research and Analysis Corporation, Version 1.70, Santa Monica, California, 1993.

Изследванията са направени при модел с три имплантата при различни ъгли (125° - $d=11,5\text{mm}$, $L=47,6\text{mm}$; 130° - $d=11,6\text{mm}$, $L=48,9\text{mm}$ и 145° - $d=13,58\text{mm}$, $L=50\text{mm}$) фиг. 3.



Фиг. 3. (А) Връзка кост-имплантат (точки А, В, С, D и Е). (В) В тази част са показани основните линии по които са отчетени напрегнато и деформационно състояние в проксималния край на бедрената глава и отчитайки областта на латералната епифизална артерия.

Резултати

Тип на елемент

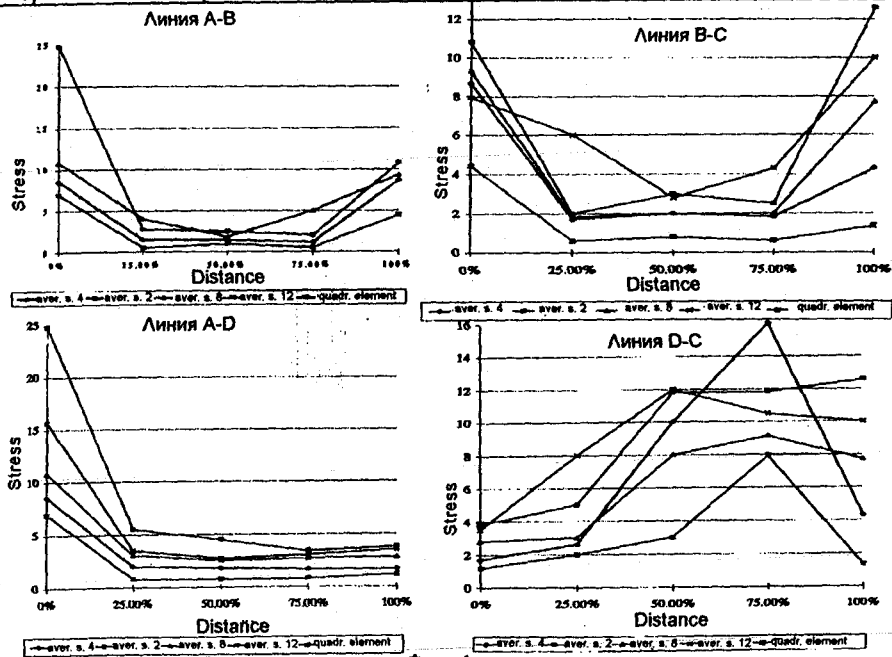
За определяне разпределението на напрежението в бедрената глава, са използвани линейни изопараметрични двумерни елементи (3 възела и размер на страна 4). Тези елементи бяха избрани от анализите направени с 3 възлови елементи и различен размер на страната (2, 4, 8, 12) и 4 възлови елементи при модел на бедрена глава в норма, некроза и имплантат (145°). Резултатите са показани в Табл. 2 и фиг.4., като оценката е направена по линии А-В; В-С; А-Д; и D-С.

В Табл. 3 са показани броя на елементите и възлите в зависимост от типа елемент в норма.

Компютърната програма е стартирана на Персонален компютър IBM Pentium/60. Времето за изчисления е 20 минути.

Таблица 2

	сред. разм. / расстояние	сред. разм. 4	сред. разм. 2	сред. разм. 8	сред. разм. 12	кв. элем.
Линия А - В	0%	8,52	24,74	10,8	6,92	6,92
	25%	1,5	2,7	4,0	0,5	0,5
	50%	1,5	2,5	1,83	1,0	1,0
	75%	1,15	2,0	5,0	0,5	0,5
	100%	8,68	10,78	9,32	4,43	4,43
Линия В - С	0%	8,68	10,78	9,32	7,95	4,43
	25%	1,7	2,0	1,8	6,0	0,6
	50%	2,0	3,0	2,0	2,8	0,8
	75%	1,8	2,5	2,0	4,3	0,6
	100%	4,3	12,56	7,7	10,0	1,34
Линия А - D	0%	8,52	24,74	10,8	15,64	6,92
	25%	2,0	5,5	3,0	3,5	0,8
	50%	1,8	4,5	2,56	2,7	0,76
	75%	1,7	3,4	2,7	3,0	0,8
	100%	1,69	3,8	2,8	3,5	1,18
Линия D - С	0%	1,69	3,8	2,8	3,5	1,18
	25%	2,6	5,0	3,0	8,0	2,0
	50%	10,0	11,8	8,0	12,0	3,0
	75%	16,0	11,8	9,11	10,5	7,9
	100%	4,3	12,56	7,7	10,0	1,34



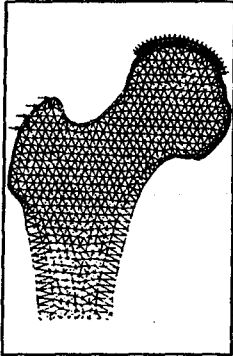
Фиг. 4

Таблица 3

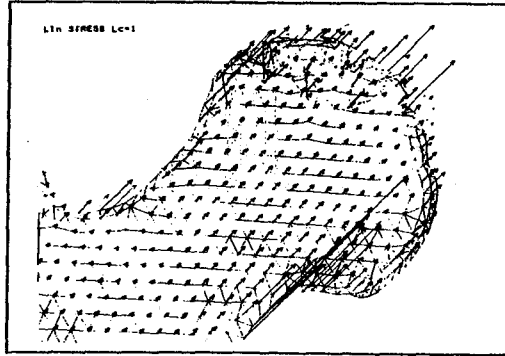
Брой	сред. разм. 4	сред. разм. 2	сред. разм. 8	сред. разм. 12	квадр. елем.
Брой елем.	1356	2858	324	228	973
Брой възли	775	1709	255	169	744

Натоварващ случай

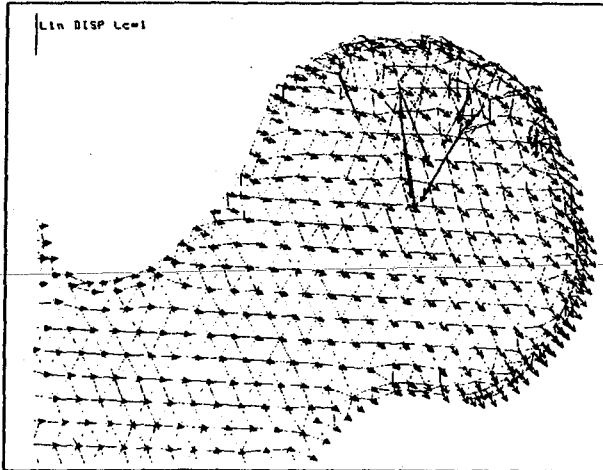
На фиг. 5 е показан модела на нанатоварващия случай (по метода на McLeish и Charnley).



Фиг. 5



Фиг. 6



Фиг. 7

На фиг. 6 и 7 са напреженията във векторен формат получени по метода на крайните елементи и даващи възможност да се отчетат напреженията в областта на некрозата.

Увеличените изисквания за изучаване разпределението на напреженията в сложен обект като човешката кост може да се реши с помощта на МКЕ.

Използването на този метод открива възможност за по-нататъшно изучаване напреженията при аваскуларна некроза, уточняване етиологията, патогенезата и подпомагане разработката на план за лечение.

От направените проучвания, оценка на изготвения модел и след консултации със специалист ортопед, категорично се потвърди необходимостта хиалиновият хрущял да се вземе под внимание, т. к. той поема част от натоварването в зоната на асептична некроза.

Необходимо е да се отчита новото на напрежение в зоната на латералната епифизална артерия (линия А-В на фиг. 3). Този фактор е необходим за отчитане избора на оптимално сечение при остеотомии, за управление разпределението на механичните напрежения.

Използвана литература:

1. Brown, T. D., and Graf, G. E.: Material property distribution in the human femoral head. Proceeding of the 24th annual meeting of the Orthop. Res. Soc., Dallas, Texas, 1978.
2. Brown, T. D., Way, M. E., and Fergusson, H. B.: Mechanical Characteristic of Bone in Femoral Capital Aseptic Necrosis, Cl. Orthop. and Rel. Res. J. Biomech., Vol. 15, No 9, pp. 705-715, 1982.
3. Brown, T. D. and Di Giola, A. M.: A Contact-Coupled Finite Element Analysis of the Natural Adult Hip, J. Biomechanics Vol. 17, No. 6, pp. 437-448, 1984.
4. Brown, T. D., Fergusson, A. B.: Mechanical Property Distributions in the Cancellous Bone of the Human Proximal Femur, Acta orthop. scand. 51, pp. 429-437, 1980.
5. Brown, T. D., Way, M. E., Fergusson, A. B.: Mechanical Characteristics of Bone in the Femoral Capital Aseptic Necrosis, Clinclal Orthop. and Related Research, No 156, pp. 240-247, May, 1981.
6. Indong Oh, Harris, W. H.: Proximal Strain Distribution in the Loaded Femur, An in Vitro Comparison of the Distribution in the Intact Femur and after Insertion of Different Hip-Replacement Femoral Components, J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 60-A, No. 1, pp. 75-85, 1978.
7. Penix, A. R., Cook, S. D., Skinner, H. B., Weinstein, A. M., Haddad, R. J.: Femoral Head Stresses Following Cortical Bone Grafting for Aseptic Necrosis, A Finite Element Study, Clin. Orthop. and Rel. Res., March, 1983, Numb. 173, pp. 159-165.
8. Rho, J. Y., Ashman, R. B., Turner, Ch. H.: Young's Modulus of Trabecular and Cortical Bone Material: Ultrasonic and Microtensile Measurements, J. Biomechanics, Vol. 26, No. 2. pp. 111-119, 1993.
9. Schoenfeld, C. M., Lautenschlager, E. P., Meyer, P. R.: Mechanical Properties of Human Cancellous Bone in the Femoral Head, Medical and Biological Engineering, pp. 313-317, May, 1974.