

УДК 539.3,539.4.01,616.718

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ПОДВИЖНЫХ КЛЕТОЧНЫХ АВТОМАТОВ ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ ВНУТРЕННЕЙ СТРУКТУРЫ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ЧЕЛОВЕКА

Иг.С. Коноваленко, Е.В. Шилько, С.Г. Псахье, А.В. Карлов*, А.Ю. Смолин

Институт физики прочности и материаловедения СО РАН. г. Томск

E-mail: igkon@usgroups.com

*Центр ортопедии и медицинского материаловедения СО РАМН. г. Томск

На основе метода подвижных клеточных автоматов проведено изучение влияния конструкционных изменений эндопротеза тазобедренного сустава человека на деформационные и прочностные свойства, а также динамику генерации и развития повреждений в системе "сустав-эндопротез-бедренная кость". Структура протеза модифицировалась введением в шейку демпфирующих включений и нанесением покрытия на ножку имплантата. Показано, что наличие таких включений практически не изменяет прочность системы, но при этом ведет к заметному увеличению предельной деформации структуры "кость – протез", а также оказывает влияние на динамику зарождения и развития повреждений в костной ткани.

Введение

В травматологии и ортопедии уже длительное время широко используются искусственные протезы тазобедренного сустава [1–3]. Материалы, используемые для изготовления имплантатов, в большинстве случаев имеют достаточно высокие характеристики *биомеханической* совместимости с тканями организма, однако по-прежнему остается открытой проблема их *биомеханической* совместимости с костной тканью [3–9]. Удаление головки и части шейки бедренной кости, локальное разрушение спонгиозной ткани и введение в организм эндопротеза, не в полной мере биомеханически совместимого с костью, приводят к значительному изменению деформационно-прочностных свойств и поведения системы "сустав-эндопротез-бедренная кость" по отношению к естественному здоровому суставу. Это часто приводит к тому, что при определенных видах резких динамических нагрузок в костных тканях этой системы формируются повреждения, влекущие за собой асептическое расшатывание эндопротеза, патологическое изменение кости и необходимость повторных более сложных операций [1, 3]. Одним из возможных путей решения данной проблемы могут быть ортопедические системы с интеллектуальным механическим откликом, т.е. изменяющие свои деформационно-прочностные (физико-механические) свойства в зависимости от действующих на них нагрузок. Это может значительно увеличить механическую совместимость эндопротезов и костных тканей, особенно в области нагрузок, приводящих к нестабильности имплантата.

В связи с этим, особый интерес представляет исследование *механического* взаимодействия имплантата с костными тканями при динамических нагрузках и поиск путей оптимизации конструкции эндопротеза. При этом, важным является изучение влияния демпфирующих включений и покрытий на деформационные и прочностные характеристики системы "сустав – эндопротез – бедренная кость".

Экспериментальное и клиническое изучение этой проблемы сталкивается с серьезными трудностями, связанными как с невозможностью наблюдать детальную динамику генерации повреждений в данной

системе, так и со значительными финансовыми и временными затратами. Таким образом, численное моделирование тазобедренного сустава человека с эндопротезом, имеющим гетерогенную демпфирующую структуру, является перспективным для решения актуальных проблем травматологии и ортопедии.

Целью настоящей работы являлось теоретическое изучение влияния структуры эндопротеза на поведение тазобедренного сустава человека при динамическом нагружении путем компьютерного моделирования методом подвижных клеточных автоматов. Выбор данного подхода обусловлен тем, что указанный метод позволяет моделировать процессы генерации и накопления повреждений, зарождения и развития трещин, массопереноса, перемешивания фрагментов материала и т.д. [10–12].

Описание моделируемой системы

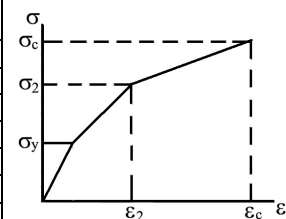
"сустав – эндопротез – бедренная кость"

Моделируемый образец тазобедренного сустава с эндопротезом представлен на рис. 1. Размеры модельного образца были уменьшены вдвое по отношению к реальным суставам, взятым из рентгенограмм тазобедренного сустава [1–3]. Высота образца составляет 17 см. Ширина образца в области тазовой кости равна 5 см, бедренной кости – 3,5 см, шейки эндопротеза – около 1 см. Пористая структура тазовой кости и костного цемента учитывалась неявно, путем использования физических характеристик и диаграмм нагружения пористых образцов стандартных размеров [3, 7, 8]. Физико-механические параметры используемых в работе материалов были взяты из [3, 6, 8, 13, 14] и представлены в таблице.

Изменение конструкции эндопротеза задавалось двумя способами. В первом случае в шейку эндопротеза вводились демпфирующие включения, имеющие форму трапеции. При этом рассматривались две противоположные ориентации включения в шейке протеза (рис. 2). В дальнейшем, для простоты описания под словами "образец 1" будем понимать образец с ориентацией включения, показанной на рис. 2, а, а под словами "образец 2" – образец с ориентацией демпфирующего включения, изображенной на рис. 2, б. Второй способ модифи-

Таблица. Физико-механические параметры используемых материалов в приближении кусочно-линейной модели упрочнения

	Сталь	Губчатая кость	Трубчатая кость	Костный цемент	Полиэтилен	Демпфирующие включения
ρ , кг/м ³	7600	1700	2000	1960	925	7600
μ	0,3	0,33	0,36	0,33	0,33	0,3
E , ГПа	205	0,5	15	2,78	0,2	16,5
σ_y , МПа	209,7	8,7	129	21	36,6	1
σ_z , МПа	486,1	8,9	132	21,6	38,1	8
ϵ_2	0,094	0,018	0,028	0,0079	0,19	0,014
σ_c , МПа	500	9	132	22,09	40	501
ϵ_c	0,1	0,019	0,03	0,0081	0,2	0,047



Примечание: ρ – плотность материала; μ – коэффициент Пуассона; E – Модуль Юнга; σ_y , σ_z , σ_c – опорные напряжения; ϵ_2 , ϵ_c – опорные деформации

кации структуры эндопротеза заключался в нанесении демпфирующего покрытия на ножку имплантата (рис. 2, в). Толщина покрытия в проведенных расчетах составляла 2 мм. Физико-механические характеристики материала покрытия полностью соответствовали характеристикам материала трапециевидных включений. Отметим, что по своим физико-механическим свойствам материал включений соответствует композитному материалу (табл. 1).



Рис. 1. Структура моделируемого образца

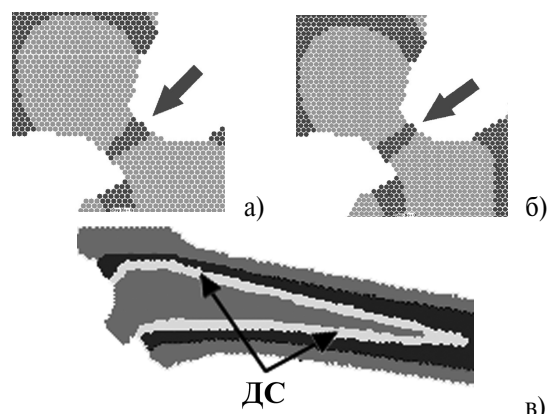


Рис. 2. Различные способы конструктивных изменений эндопротеза: а, б) различная ориентация демпфирующего включения в шейках эндопротезов; в) нанесение демпфирующего слоя (ДС) на ножку эндопротеза

Нагрузка на сустав моделировалась движением автоматов поршня с постоянной вертикальной скоростью 2 м/с. Отметим, что используемая скорость соответствует скорости в момент приземления человека с высоты 0,2 м. В работе моделировались жесткие условия нагружения, имитирующие воздействие на ногу, выпрямленную в коленном суставе. Для этого нижний торец модельного образца упирался в неподвижную подложку (рис. 1).

В работе анализировалось влияние конструктивных изменений эндопротеза на деформационно-прочностные свойства, характер разрушения, а также динамику генерации и развития повреждений в системе "сустав-эндопротез-бедренная кость".

Результаты моделирования

На рис. 3 показаны основные этапы разрушения базового модельного образца. Первые повреждения возникают в тазовой кости вблизи поверхности контакта с металлической вертлужной чашкой (рис. 3, а). По мере деформирования образца происходит активное накопление повреждений в тазовой кости. На определенном этапе повреждения начинают возникать и в костном цементе. Постепенно эти повреждения объединяются в макротрещину (рис. 3, б). На заключительном этапе разрушения образца имеет место значительная деградация тазовой кости и развитие в ней макротрещин, а также рост разрушающей трещины в костном цементе (рис. 3, в–г).

Следует отметить, что разрушение тазовой тазовой кости при используемом способе нагружения (одноосное нагружение с постоянной скоростью) является неизбежным. Поэтому при анализе конструктивных изменений эндопротеза основное внимание уделялось их влиянию на "время жизни" (величину деформации в момент разрушения) тазовой кости, а также на динамику накопления повреждений в костном цементе.

Сравнение эволюции систем межэлементных связей базового и "модифицированных" образцов показывает, что использование демпфирующих включений (прослоек) существенно замедляет процесс накопления повреждений в системе "сустав-кость-протез". Так, на рис. 4 приведены систе-

мы межэлементных связей разрушенных образцов с модифицированными эндопротезами.

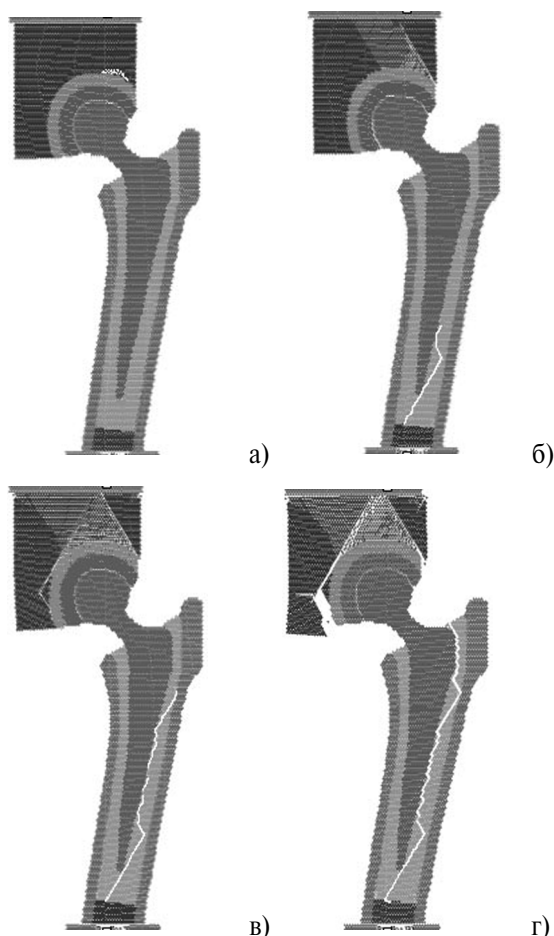


Рис. 3. Структура межэлементных связей базового образца на различных стадиях нагружения, ϵ , %: а) 0,46; б) 0,72; в) 1,1; г) 1,6

Можно видеть, что хотя изменение структуры эндопротеза не изменило характер развития повреждений в суставе, но значительно снизило скорость этого процесса (рис. 3, б и рис. 4, а). Кроме того, макротрещины в костном цементе "модифицированных" образцов возникают при деформациях, на 50...60 % превышающих соответствующее значение для базовой системы. При этом, в случае образца 2 и образца "ДС" магистральная трещина в костном цементе хотя и возникла, но не привела к отслоению эндопротеза (как в предыдущих случаях, рис. 3, г и 4, б), а остановилась, дойдя до середины бедренной кости (рис. 4, в-г).

Причина различий в поведении базового и "модифицированных" образцов состоит в демпфирующем эффекте, создаваемом включениями/покрытием. Более "мягкий" по отношению к стали и костному цементу материал включения дает относительный определенный "свободный ход" верхней и нижней частям системы и тем самым изменяет динамическую картину распределения напряжений и деформа-

ций в системе. Стоит заметить, что демпфирующий эффект, создаваемый включениями и демпфирующим слоем, во многом обусловлен также их расположением в эндопротезе. По сути, эндопротез, вертлужные чашки и костный цемент являются "промежуточными звеньями" в механической системе, соединяющей тазовую и бедренную кость. Поэтому изменение физико-механических свойств одного или нескольких звеньев системы (например, ножки металлического эндопротеза за счет нанесения покрытия) приводит к изменению характера ее поведения в целом. Таким образом, можно говорить об изменении передачи механического воздействия от "верхней" части рассматриваемых образцов (тазовой кости) на нижнюю часть образца (бедренную кость) за счет изменения механических свойств имплантата.

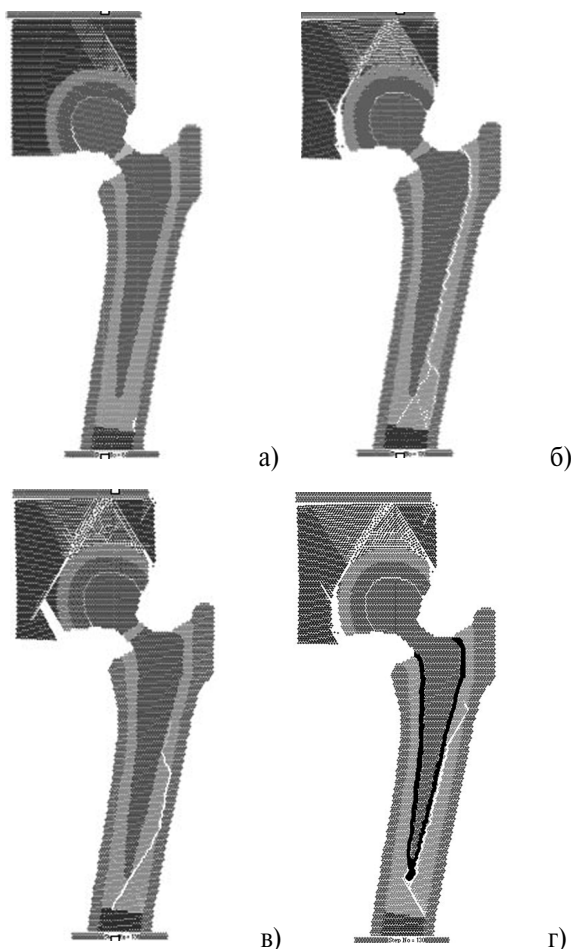


Рис. 4. Структура межэлементных связей "модифицированных" образцов на различных стадиях нагружения, ϵ , %: а) 0,72, образец 1; б) 1,6, образец 1; в) 1,6, образец 2; г) 1,6, образец "ДС"

Для количественной оценки динамики развития повреждений в тазовой кости и костном цементе рассматриваемых образцов были построены зависимости количества разорванных межэлементных связей от деформации (рис. 5, б).

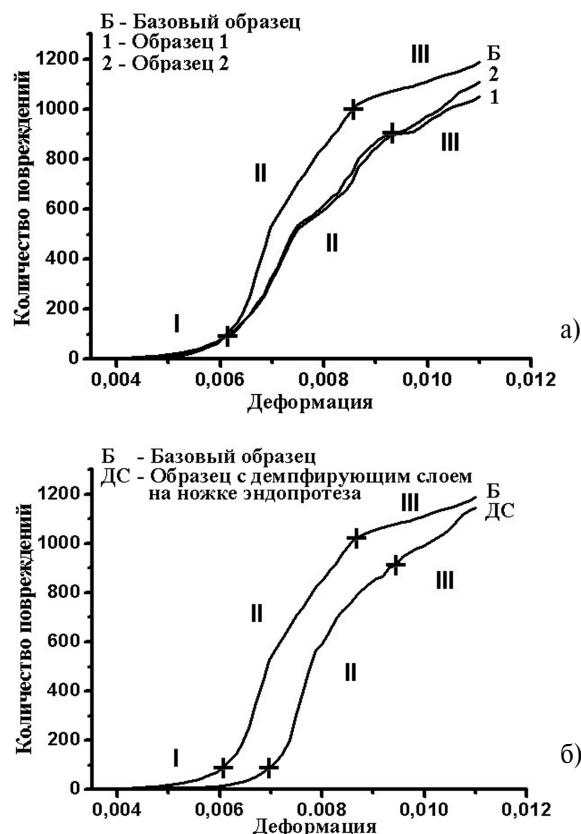


Рис. 5. Зависимости количества повреждений в тазовой кости от деформации для базового образца и: а) образцов с демпфирующими включениями в шейке эндопротеза; б) образца с демпфирующим слоем на ножке эндопротеза

На диаграммах для тазовой кости можно условно выделить три характерных участка (рис. 5). На первом из них имеет место зарождение и относительно медленное накопление повреждений в тазовой кости всех моделируемых образцов. Система межэлементных связей базового образца на данной стадии деформирования приведена на рис. 3, а. На втором участке кривых происходит быстрое накопление повреждений в тазовой кости и зарождение макротрещин (см. также рис. 3, б). Третий участок соответствует стадии, когда тазовая кость значительно деградировала, и формируется система макротрещин (см. также рис. 3, в-г и 4, б-в). Область перехода от стадии II к стадии III соответствует формированию первой макротрещины.

Введение демпфирующих включений в шейку эндопротеза приводит к некоторому снижению скорости роста числа повреждений на стадии II, то есть до формирования первой макротрещины (рис. 5, а). При этом изменение ориентации включения практически не повлияло на скорость накопления повреждений в тазовой кости.

Нанесение демпфирующего слоя на ножку эндопротеза (рис. 5, б) приводит к значительному снижению скорости роста числа повреждений на стадии I, то есть на этапе зарождения и относитель-

но медленного накопления повреждений в тазовой кости. Вследствие этого стадия II (стадия интенсивного разрушения тазовой кости) наступает на 15 % позже по деформации, чем в случае базового образца. В то же время, скорости роста числа повреждений для базового и модифицированного образцов на стадии II примерно равны. Таким образом, нанесение демпфирующего покрытия на ножку эндопротеза позволяет "отодвинуть" момент начала стадии разрушения тазовой кости.

На рис. 6 приведены зависимости количества разорванных межэлементных связей в костном цементе от деформации для базового и модифицированных образцов. Здесь, как и в случае тазовой кости, можно выделить три характерных участка кривой (кривая 1 на рис. 6). На первом из них имеет место зарождение и медленный рост повреждений в костном цементе (см. также рис. 3, а и 4, а). Второй участок соответствует быстрому развитию повреждений и, как следствие, образованию макротрещин (см. также рис. 3, б; 4, б, г). Третья стадия характерна только для базового образца. Она соответствует окончанию роста макротрещины (выходу ее на "поверхность") и дальнейшему накоплению повреждений в костном цементе.

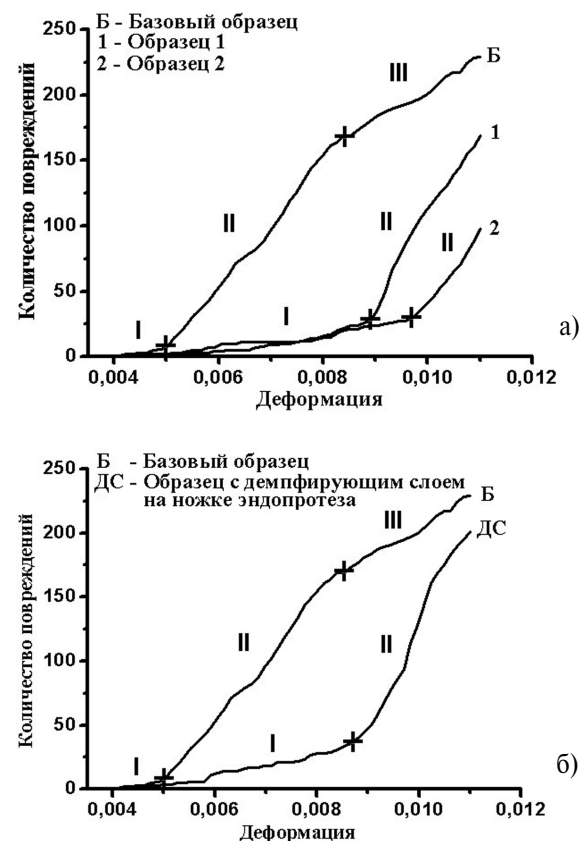


Рис. 6. Зависимости количества повреждений в костном цементе от деформации для базового образца и: а) образцов с демпфирующими включениями в шейке эндопротеза; б) образца с демпфирующим слоем на ножке эндопротеза

Можно видеть, что рассмотренные способы модификации эндопротеза привели к значительному (почти двукратному) удлинению стадии I (рис. 6, а, б) и, как следствие, к более позднему возникновению макротрещины в костном цементе. При этом в случае образцов, модифицированных введением демпфирующих включений в шейку эндопротеза, изменение ориентации включения оказывает существенное влияние на продолжительность стадии I. Так, ее величина в образце 2 на 7 % выше, чем в образце 1 (кривые 1 и 2 на рис. 6, а).

Следует отметить, что в случае образца "ДС" участок III на представленной зависимости отсутствует (рис. 6, б и рис. 4, з). Небольшой "перегиб" кривой на завершающей стадии деформирования связан со снижением нагрузки на образец вследствие разрушения тазовой кости.

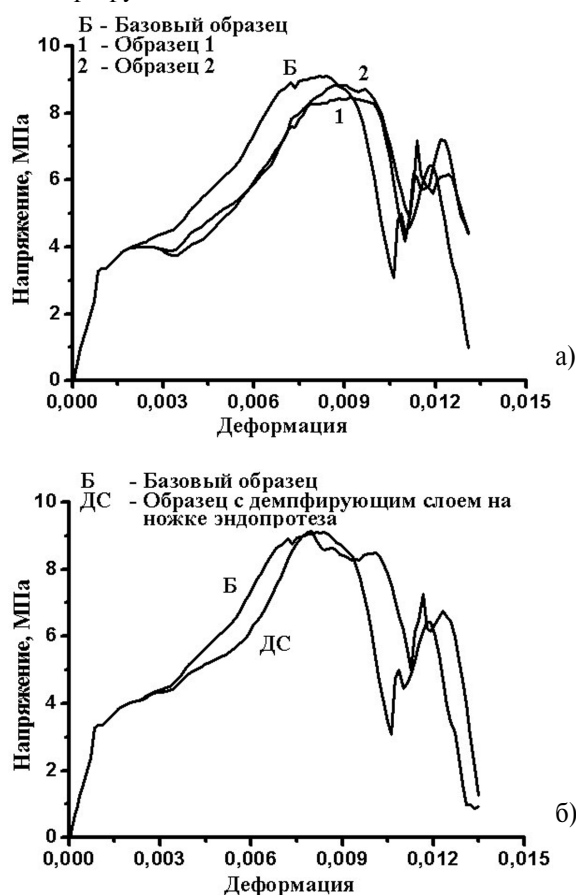


Рис. 7. Диаграммы нагружения базового образца и: а) образцов 1 и 2, б) образца с демпфирующим слоем на ножке эндопротеза

Изменение динамики развития повреждений в "модифицированной" системе "сустав-эндопротез-

бедренная кость" приводит и к изменению ее деформационных и прочностных свойств. На рис. 7 приведены диаграммы нагружения четырех рассматриваемых образцов. Можно видеть, что модификация эндопротеза путем введения в шейку демпфирующих включений (кривые 1 и 2 на рис. 7, а) привела к возрастанию предельной деформации (деформации, соответствующей максимуму силы сопротивления) тазобедренного сустава соответственно на 11 и 13 %. Отметим, что хотя при этом имеет место небольшое уменьшение максимальной силы сопротивления (менее 7 %), но увеличение деформационной способности системы в данном случае все же более важно. Можно отметить и другие различия в отклике суставов. Так, на диаграммах нагружения модифицированных образцов после начального линейного участка происходит некоторое спадание сопротивления нагружению (кривые 1 и 2 на рис. 7, а). При дальнейшем деформировании напряжение снова начинает монотонно возрастать аналогично тому, как это происходит в базовом образце.

В случае модификации эндопротеза нанесением демпфирующего слоя на его ножку предельная деформация системы увеличилась почти на 15 % (кривая 2 на рис. 7, б) фактически без снижения прочности сустава. При этом в отличие от образцов 1 и 2, спада силы сопротивления после начального линейного участка не происходит.

Заключение

В работе путем компьютерного моделирования методом подвижных клеточных автоматов показано, что модификацией структуры эндопротеза путем введения демпфирующих включений или нанесения демпфирующего слоя (покрытия) можно направленно менять отклик системы "кость – протез". В частности, значение предельной деформации образца внешней нагрузке, возрастает на величину до 15 % практически без уменьшения прочности сустава. При этом существенно меняется динамика генерации и развития повреждений, особенно в костном цементе. Таким образом, правильным подбором включений можно изменять отклик тазобедренного сустава человека с целью замедлить (или даже предотвратить) развитие в нем повреждений и трещин. При этом использование метода подвижных клеточных автоматов позволяет не только осуществлять исследование возможных способов изменения конструкции эндопротеза, но и оптимизировать ее исходя из индивидуальных анатомических особенностей пациентов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Воронцов С.А. Современный разборный эндопротез тазобедренного сустава отечественного производства // Травматология и ортопедия России. — 1994. — № 5. — С. 106–110.
2. Загородний Н.В., Дирин В.А., Магомедов Х.М. и др. Эндопротезирование тазобедренного сустава эндопротезами нового по-

коления // Сб. научных трудов к 60-летию ГKB № 13 "Актуальные вопросы практической медицины". — М.: РГМУ, 2000. — С. 377–387.

3. Карлов А.В., Шахов В.П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. — Томск: STT, 2001. — 480 с.

4. Eisenbarth E., Meyle J., Nachtigall W., Breme J. Influence of the surface structure of titanium materials on the adhesion of fibroblasts // *Biomaterials*. — 1996. — V. 17. — P. 1399–1403.
5. Понтер В.Э., Дамбаев Г.Ц., Сысолятин П.Г. и др. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы. — Томск: Изд-во Том. ун-та, 1998. — 487 с.
6. Buchanan R.A., Rigney E.D., Williams S.M. Ion implantation of surgical Ti-6Al-4V for improved resistance to wear-accelerated corrosion // *J. Biomed. Mater. Res.* — 1990. — № 21. — P. 355.
7. Wintermantel E., Mathey M., Mayer J. Biomaterials for Interbody Fusion. Final Report 1995–1999. Swiss Priority Program on Materials Research. Project 4.2B. — P. 68–69.
8. Hiroshi Y. Strength of biological materials / Ed. by F. Gaynor Evang. — Williams and Wilkins Company, Baltimore, 1970. — 297 p.
9. Collier J.P., Surprenant V.A., Jengen R.E. etc. Corrosion between the components of modular femoral hip prostheses // *J. Bone St. Surg.* — 1992. — V. 7413. — P. 511–518.
10. Псахье С.Г., Коростелев С.Ю., Смолин А.Ю. и др. Метод подвижных клеточных автоматов как инструмент физической мезомеханики материалов // *Физическая мезомеханика*. — 1998. — Т. 1. — № 1. — С. 95–100.
11. Psakhie S.G., Horie Y., Korostelev S.Yu. etc. Movable cellular automata method as a new technique to simulate powder metallurgy materials // *Proc. Intern. Conf. on Deformation and Fracture in Structural PM Materials*, Stara Lesna, Slovakia, 1996. — P. 210–220.
12. Psakhie S.G., Horie Y., Ostermeyer G.P. etc. Movable cellular automata method for simulating materials with mesostructure // *Theor. and Appl. Fract. Mech.* — 2001. — № 1–3. — P. 311–333.
13. Физические величины. Справочник / Под ред. И.С. Григорьева, Е.З. Мейлихова. — М.: Энергоатомиздат, 1991. — 1232 с.
14. Глазер Р. Очерк основ биомеханики. — М.: Мир, 1988. — 128 с.

УДК 621.317.727.1

РАСЧЕТ ПОГРЕШНОСТЕЙ МНОГОДЕКАДНОГО ИНДУКТИВНОГО ДЕЛИТЕЛЯ НАПРЯЖЕНИЯ

В.Л. Ким

Томский политехнический университет
E-mail: sov@camsam.tpu.ru

Предложен аналитический способ расчета случайной погрешности коэффициента передачи многодекадного индуктивного делителя напряжения для области верхних частот с учетом стохастических свойств жгутов. Приведены интервалы погрешностей при доверительной вероятности 0,997.

Индуктивные делители напряжения (ИДН) относятся к одной из функциональных основных групп средств измерений – меры и цифро-аналоговые преобразователи, в том числе многозначные меры [1]. Для ИДН как многозначной меры отношения переменных напряжений в комплексе нормируемых метрологических характеристик важнейшей является динамическая характеристика.

Во многих измерительных системах ИДН работает при гармонических воздействиях. Для установленного режима, где ИДН представляет собой линейное динамическое звено, наиболее приемлема амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) делителя. Последняя есть зависимость модуля коэффициента передачи ($K_n = U_{\text{вых}}/U_{\text{вх}}$, где $U_{\text{вых}}$ – выходное, а $U_{\text{вх}}$ – входное напряжение) от круговой частоты ω входного сигнала. Для генеральной совокупности ИДН, объединяемых понятием "тип ИДН", нормируют номинальную АЧХ и допускаемые отклонения от неё [1].

В общем случае аналитическое представление коэффициента передачи ИДН имеет вид [2]

$$K_n(j\omega) = K_n[1 + \gamma_a(\omega) + j\gamma_\phi(\omega)],$$

где K_n – номинальный коэффициент передачи; $\gamma_a(\omega)$ и $\gamma_\phi(\omega)$ – амплитудная и фазовая составляющие относительной погрешности.

При пренебрежении $\gamma_\phi(\omega)$ ввиду малости фазовых сдвигов [3] погрешность коэффициента передачи определяется вещественной составляющей, т.е. $\gamma_a(\omega)$.

В работе [4] проведен расчет амплитудной погрешности однодекадного жгутового ИДН, являющейся для указанного типа делителей случайной величиной. Однако наибольшее применение находят многокаскадные ИДН, поэтому определение их погрешностей является весьма актуальной задачей.

Цель данной статьи – получить аналитическое выражение амплитудной погрешности двухдекадного ИДН с учетом стохастических свойств жгутов.

Среди многокаскадных делителей значительный интерес представляют многодекадные ИДН, в которых каскады выполняются путем намотки двух делительных (декадных) обмоток на одном (общем) ферромагнитном тороидальном сердечнике TV1 (рис. 1). Отводы первой декадной обмотки $L1$ и второй $L2$ коммутируются многопозиционными переключателями $S1$ и $S2$. При таком способе выполнения и соединения декад необходимо, чтобы число витков обмотки $L1$ в десять раз превышало число витков обмотки $L2$. Очевидно, что из-за конструктивных усложнений размещение на общем сердечнике более двух декад нерационально.