

УДК 616.728.2-089.843-089.22(045)

## Особенности напряженно-деформированного состояния конической ножки эндопротеза тазобедренного сустава при различных типах ее фиксации

О. А. Лоскутов

ГУ «Днепропетровская медицинская академия МЗ Украины»

*Objective: To study stress state of the femur and the conical femoral stem of the hip endoprosthesis KS «ORTEN» in different types of fixation and functional loadings. Methods: The finite element modeling with using the software complex «ANSYS» and computational model «bone – implant». Results: it was found that regardless of level of fixation maximal tensile stresses arise on the lateral surface of the femoral stem and bone, and squeezing ones were on the medial surface. In cases of diaphyseal fixation type we determined maximal stresses in the endoprosthesis when the surface area of contact with the bone is too small (less than 40 %). Increasing the contact area of the femoral stem with the bone increases the rigidity of the system «bone - implant» and reduces tensile and compressive stresses in the body of the femoral stem. In case of diaphyseal fixation there can occur stress concentration in the distal femur leading to the risk of stress-shielding effect and instability of the implant. In case of metaphyseal fixation we revealed a uniform distribution of stress on the bone which eliminates excessive concentration of mechanical stress. Optimal stress distribution in the femur may be achieved in case when the contact area of the femoral stem with the bone is 50 % or more. Conclusion: The value of the maximum stresses in the conical femoral stem of KS «ORTEN» with metaphyseal-diaphyseal type of fixation was  $34 \div 140$  MPa, and for the femur was  $5,8 \div 7,15$  MPa. For all types of fixation of the endoprosthesis maximal tensile stresses were found on the lateral surface of its stem and squeezing ones on the medial. In case of diaphyseal fixation of the conical femur stem stress concentration occurs in the distal femur which increases the risk of stress-shielding effect and instability of the endoprosthesis. In cases of metaphyseal and metaphyseal-diaphyseal fixation stresses distribute evenly ensuring continued functioning of the endoprosthesis. Key words: arthroplasty, hip joint, femoral stem, femur, modeling, stress state, finite element method.*

*Мета: вивчити напружений стан стегнової кістки й конічної ніжки ендопротеза КС «ОРТЕН» за різних типів її фіксації та функціональних навантажень. Методи: моделювання методом кінцевих елементів з використанням програмного комплексу «ANSYS» та розрахункової моделі «кістка – імплантат». Результати: з'ясовано, що незалежно від рівня фіксації максимальні розтягувальні напруження виникають на латеральній поверхні ніжки ендопротеза й кістки, а стискальні — на медіальній. За діафізарного типу фіксації встановлені максимальні напруження в ендопротезі, коли площа контакту його поверхні з кісткою занадто мала (менше ніж 40 %). Збільшення площі контакту ніжки з кісткою призводить до підвищення жорсткості системи «кістка – імплантат» та зниження значень розтягувальних і стискальних напружень у тілі ніжки. У разі діафізарної фіксації може виникати концентрація напруження в дистальному відділі стегнової кістки, що призводить до ризику розвитку stress-shielding ефекту й нестабільності ендопротеза. У разі метафізарної фіксації виявлено рівномірний розподіл напруження по кістці, що виключає надмірну концентрацію механічних напружень. Оптимальний розподіл напружень у стегновій кістці досягається у випадку, коли площа контакту ніжки ендопротеза з кісткою дорівнює 50 % або більше. Висновок: значення максимальних напружень у конічній ніжці ендопротеза КС «ОРТЕН» метафізарно-діафізарного типу фіксації становила  $34 \div 140$  МПа, а для стегнової кістки —  $5,8 \div 7,15$  МПа. За всіх типів фіксації ендопротеза максимальні розтягувальні напруження виявлено на латеральній поверхні його ніжки, а стискальні — на медіальній. За умов діафізарної фіксації конічної ніжки виникає концентрація напруження в дистальному відділі стегнової кістки, внаслідок чого збільшується ризик розвитку stress-shielding ефекту й нестабільності ендопротеза. У разі метафізарної та метафізарно-діафізарної фіксації напруження розподіляються рівномірно, забезпечуючи тривале функціонування ендопротеза. Ключові слова: ендопротезування, кульшовий суглоб, ніжка ендопротеза, стегнова кістка, моделювання, напружений стан, метод кінцевих елементів.*

**Ключевые слова:** эндопротезирование, эндопротез тазобедренного сустава, ножка эндопротеза, бедренная кость, численное моделирование, напряженное состояние, метод конечных элементов

## Введение

Сегодня одним из наиболее эффективных методов лечения дегенеративно-дистрофических заболеваний тазобедренного сустава (ТБС), позволяющих избавить пациента от боли и восстановить полноценную статико-динамическую функцию этого сустава, является эндопротезирование [1–4].

Несмотря на широкий арсенал конструкций эндопротезов ТБС, серьезной проблемой остается развитие их нестабильности и stress-shielding синдрома вплоть до перелома конструкции из-за несоответствия формы имплантата форме костномозгового канала бедренной кости, особенно с большими ее анатомическими отклонениями при диспластическом коксартрозе [5]. Поэтому ученые-ортопеды активно анализируют причины развития нестабильности эндопротеза ТБС и разрабатывают рекомендации для улучшения его эксплуатационной надежности, в частности конструкции ножки [6, 7].

Математическое моделирование с помощью метода конечных элементов (МКЭ), которое используют с 1974 г. для решения задач ортопедии и травматологии, позволяет получить более четкое представление о процессах, происходящих в зоне контакта «имплантат – кость» с позиции биомеханики [8, 9]. МКЭ можно использовать для расчета тел со сложной геометрией, к которым относятся и конструкции элементов ТБС, с учетом особенностей контактного взаимодействия поверхностей и возможного задания внешних и внутренних сил.

*Цель исследования:* изучить на основе моделирования методом конечных элементов напряженно-деформированное состояние костных структур бедренной кости и конической ножки эндопротеза

ТБС системы «ОРТЭН» метафизарно-диафизарного типа фиксации при различных уровнях ее расположения в костномозговом канале бедренной кости и функциональных нагрузках.

## Материал и методы

Анализ напряженного состояния, возникающего в костных структурах и ножке эндопротеза ТБС под действием функциональных нагрузок, проводили с помощью МКЭ при использовании программного комплекса «ANSYS». При этом обеспечивалось высокое подобие объемной анатомической формы и размеров реальной системы.

Для построения трехмерной модели бедренной кости использована многослойная (64-срезовая) компьютерная томография. Толщина среза составляла 0,75 мм. При помощи программного обеспечения, используя полученные снимки, создавали поверхностную сетку (\*.stl) для экспорта, затем в САД-приложении сетку редактировали для создания необходимой объемной модели (рис. 1).

Геометрические параметры модели ножки эндопротеза точно соответствовали ее реальным рабочим размерам. Компьютерное моделирование проведено для конической ножки метафизарно-диафизарного типа бесцементной фиксации, разработанной на кафедре травматологии и ортопедии Днепропетровской медицинской академии для каналов типа А и В по Dorr (рис. 2, а).

### Расчетная модель

Величину нагрузки для данной задачи принимали в соответствии с типоразмером ножки бедренного компонента эндопротеза ТБС. Численный анализ напряжений в ножках эндопротезов рассматрива-

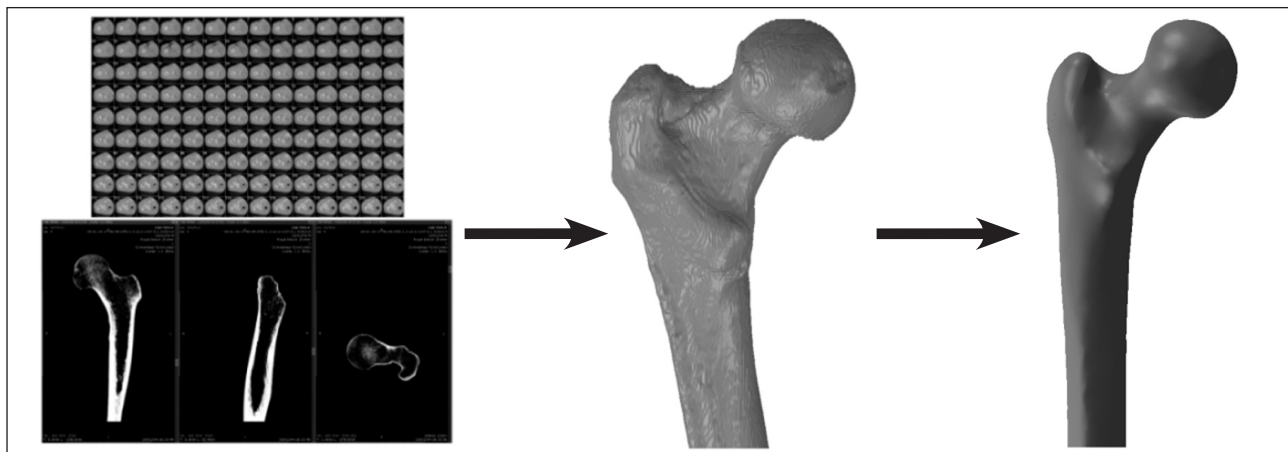
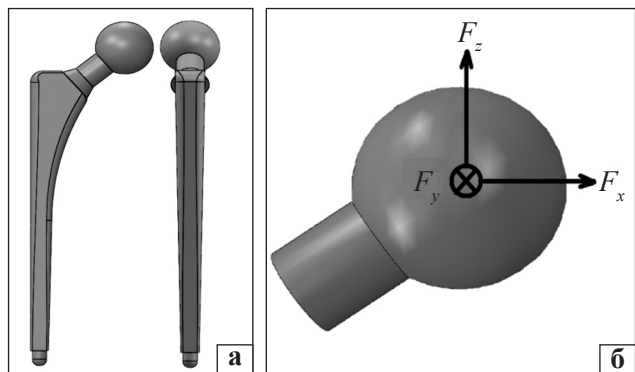


Рис. 1. Технологическая схема получения геометрических моделей костей человека



**Рис. 2.** Конический бедренный компонент эндопротеза «ОРТЭН»: а) внешний вид конической ножки; б) реакции на нагрузку, действующую на головку эндопротеза

емого типа, а также в бедренной кости проводили под действием расчетной нагрузки при весе тела человека 700 Н ( $F_x = 362$  Н;  $F_y = 224$  Н;  $F_z = 1575$  Н, где  $X$  — фронтальная,  $Y$  — сагиттальная,  $Z$  — вертикальная оси (рис. 2, б) [10]).

Для каждого варианта расчетной модели (с учетом всех возможных типов фиксации в костномозговом канале бедренной кости обработано 7 вариантов) была решена в упругой постановке эндопротеза задача статики на сетках, содержащих 600–700 тыс. С3D4 (четырёхузловой элемент, линейный тетраэдр) конечных элементов, содержащих 250–300 тыс. узлов.

При проведении расчетов использовали коэффициент трения ( $\mu = 0,3$ ) для контактной пары «кость – ножка эндопротеза». Механические характеристики элементов моделируемых систем взяты

из данных научной литературы [1] и приведены в таблице.

На рис. 3 показаны возможные уровни фиксации конической ножки эндопротеза в проксимальном отделе бедренной кости, разделенные на 5 типов. В зоне фиксации контакт ножки эндопротеза с костью, как и в реальной ситуации, осуществлялся с натяжением, которое по всей поверхности контакта составляло 0,5 мм (размеры костномозгового канала были приняты на 1,0 мм меньше соответствующих размеров поперечного сечения ножки эндопротеза).

### Результаты и их обсуждение

Для рассмотренных типов фиксации эндопротеза при функциональной нагрузке были получены картины напряженного состояния ножки и шейки эндопротеза, а также ткани бедренной кости.

Поскольку нормальные напряжения в кости и эндопротезе являются следствием осевого сжатия и изгиба, с превалированием последнего, то для всех типов фиксации максимальные растягивающие напряжения и в кости, и в эндопротезе возникают с латеральной стороны, а максимальные сжимающие — с медиальной. Очевидно, что абсолютная величина сжимающих напряжений превышает соответствующую величину растягивающих напряжений.

На рис. 4 представлены графические зависимости эквивалентных напряжений по Мизесу на медиальной и латеральной сторонах ножки эндопротеза в зависимости от типа ее фиксации. При

**Механические характеристики элементов моделируемых систем**

Таблица

Материал	Модуль упругости (ГПа)	Коэффициент Пуассона	Предел прочности (МПа)	
			на сжатие	на растяжение
Титан ВТ6	115	0,32	1050	
Кортикальная кость	17	0,3	160	100
Спонгиозная кость	1,5	0,3	10	5

	Тип фиксации	Зона фиксации
	Метафизарный	CDE
	Метафизарно-диафизарный (неполный)	BCDE
	Метафизарно-диафизарный (полный)	ABCDE
	Диафизарно-метафизарный	ABCD
	Диафизарный	ABC AB A

**Рис. 3.** Типы фиксации конической ножки эндопротеза системы «ОРТЭН»

диафизарном типе фиксации (область А) площадь контакта поверхности этой части эндопротеза с костью слишком мала. Опасное сечение ножки при этом располагается на уровне начала области В, а его размеры сравнительно невелики, что и обуславливает достаточно большие напряжения в этом сечении (~140 МПа). По мере увеличения размеров диафизарной фиксации на области В и С положение опасного сечения ножки эндопротеза смещается к ее середине, размеры сечения при этом увеличиваются. Это приводит к уменьшению величины максимальных напряжений в ножке — 109 МПа при фиксации в зоне АВ и 90 МПа при фиксации в зоне АВС. С большой интенсивностью снижаются напряжения (~50 МПа) с подключением к фиксации ножки эндопротеза области D. Опасное сечение в этом случае располагается на уровне середины области D. Следует отметить, что увеличение площади контакта ножки с костью приводит к увеличению жесткости системы «кость – имплантат», вследствие чего изгиб ножки под нагрузкой уменьшается, а значения растягивающих и сжимающих напряжений в теле ножки снижаются.

При метафизарно-диафизарном (полном) типе фиксации (ABCDE), обеспечивающем полный контакт ножки эндопротеза с костью, происходит качественное изменение характера напряженного состояния имплантата (максимальная величина напряжений составляет 37 МПа). Опасное сечение в этом случае перемещается в область начала конуса шейки эндопротеза. Аналогичный результат получен в случае метафизарно-диафизарного частичного и полного метафизарного (BCDE и CDE) типов фиксации ножки. Эквивалентные по Мизесу максимальные напряжения в эндопротезе при уменьшении области его контакта с костью при метафизарных типах фиксации ножки эндопротеза ТБС практически не изменяются и составляют ~34 МПа, что в 4 раза меньше напряжений в ножке в случае диафизарного типа фиксации эндопротеза. Такая фиксация исключает развитие расшатывания и асептической нестабильности эндопротеза.

На рис. 5 приведены зависимости максимальных эквивалентных напряжений по Мизесу на медиальной и латеральной сторонах бедренной кости в зависимости от типа фиксации ножки эндопротеза ТБС.

При диафизарном типе фиксации (область А, АВ, АВС) напряженное состояние верхней трети бедренной кости при нагрузках, передаваемых через дистальную часть эндопротеза, определяется сочетанием изгиба во фронтальной плоскости и сжатия вдоль оси бедра. Максимальные напряжения в костной ткани (7,15 МПа) выявлены с медиальной

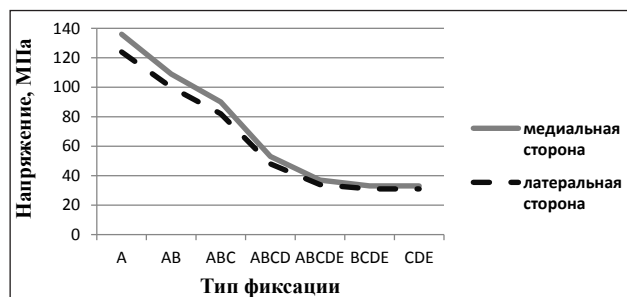


Рис. 4. График значений эквивалентных напряжений по Мизесу на медиальной и латеральной сторонах конической ножки эндопротеза при различных типах ее фиксации

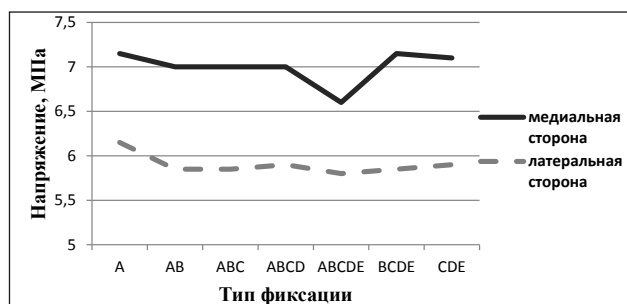


Рис. 5. График значений максимальных эквивалентных напряжений по Мизесу на медиальной и латеральной сторонах бедренной кости при различных типах фиксации конической ножки эндопротеза

стороны в зоне контакта дистального отдела ножки эндопротеза с кортикальной костью. Локализация напряжений в небольшой области диафиза бедренной кости может привести к развитию stress-shielding эффекта и гипертрофии. В случае вариантов диафизарно-метафизарного типа фиксации (ABCD, ABCDE и BCDE-CDE) напряжения (растяжения) с латеральной стороны и напряжения (сжатия) с медиальной в связи с более полным контактом ножки эндопротеза с костью распределены по последней сравнительно равномерно, что в принципе исключает чрезмерную концентрацию напряжений.

Из полученных результатов видно, что для имплантатов с конической ножкой наиболее опасным является диафизарный тип фиксации — А, АВ, АВС. В то же время для диафизарного и диафизарно-метафизарного типа фиксации результаты расчетов показывают, что максимальные напряжения в элементах системы «кость – имплантат» далеки от опасных как для кости, так и для материала имплантата. Более того, при функциональных нагрузках уровень напряжений в материале имплантатов оказывается значительно ниже предела выносливости для титана ВТ-6, применяемого для производства ножек бесцементных эндопротезов ТБС.

Отметим, что при моделировании установки эндопротеза в канал бедренной кости площадь



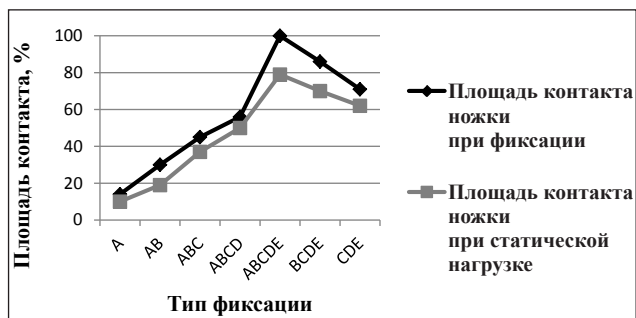


Рис. 6. График относительных зависимостей площади контакта конической ножки эндопротеза с костью при различных типах фиксации в момент установки и под воздействием нагрузки

контакта имплантата с костью определяется типом фиксации ножки эндопротеза. Под действием функциональных нагрузок деформируется имплантат, в результате чего площадь контакта ножки с костью уменьшается. Для конической ножки приведены относительные зависимости (%) площади контакта ножки и кости при разных типах фиксации эндопротеза на момент установки и под действием последующей нагрузки (рис. 6).

Оптимальное распределение напряжений в бедренной кости достигается в случае площади контакта ножки эндопротеза с костью, равной или превышающей 50 %, что предполагает отсутствие возникновения зон концентрации напряжения (stress-shielding эффекта), а также достаточные коэффициенты запаса прочности и долговечности для ножки эндопротеза.

## Выводы

Изучение напряженного состояния костных структур бедренной кости МКЭ и механическое поведение конической ножки эндопротеза ТБС при различных типах фиксации в костномозговом канале бедренной кости выявлено максимальное напряжение в бедренных компонентах эндопротеза метафизарно-диафизарного типа фиксации —  $34 \div 140$  МПа, в бедренной кости эти значения составили  $5,8 \div 7,15$  МПа.

Максимальные растягивающие напряжения возникают на латеральной поверхности ножки и кости, а максимальные сжимающие — на медиальной поверхности при всех типах фиксации эндопротеза.

В случае диафизарной фиксации может создаваться концентрация напряжения в дистальном отделе бедренной кости, что приводит к риску развития stress-shielding эффекта, нестабильности

эндопротеза и даже перелому ножки. В случае метафизарной фиксации напряжения распределены по кости равномерно, что исключает чрезмерную концентрацию механических напряжений и stress-shielding эффект. Минимальное смещение бедренного компонента исключает развитие асептического расшатывания и нестабильности бедренного компонента эндопротеза.

Выявлены зависимости площади контакта конической ножки с костью от типа фиксации бедренного компонента эндопротеза на момент его установки, а также в случае последующего нагружения.

Разработанная конструкция конической ножки эндопротеза ТБС системы «ОРТЭН» наиболее эффективна при формах канала типа А и В по Dorr.

## Список литературы

1. Лоскутов А. Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / под ред. проф. А. Е. Лоскутова. — Днепропетровск: Лира, 2010. — 344 с.
2. Bone grafting in cementless total hip replacement for congenital dysplasia of the hip / X. Dai, H. Omori, M. Ando [et al.] // *Int. Orthop.* — 2000. — Vol. 24. — P. 260–263.
3. Is there evidence for a superior method of socket fixation in total hip arthroplasty? A systematic review / D. Pakvis, G. van Hellemond, E. de Visser [et al.] // *Int. Orthop.* — 2011. — Vol. 35. — P. 1109–1118.
4. The new arthritic patient and nonarthroplasty treatment options / M. A. Kelly, D. F. Dalury, R. H. Kim, D. Backstein // *J. Bone Joint Surg.* — 2009. — Vol. 91, Suppl. 5. — P. 40–42.
5. Біомеханічне та математичне обґрунтування передумов розвитку асептичної нестабільності тотального безцементного ендопротеза кульшового суглоба / Г. В. Гайко, В. М. Підгаєцький, О. М. Сулима, О. В. Чкалов [та ін.] // *Матеріали науково-практичної конф. з міжнар. участю [«Актуальні проблеми ендопротезування»]*. — Вінниця, 2008. — С. 23–24.
6. Олейник А. Е. Биомеханический анализ конструкции бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы «ОРТЭН» / А. Е. Олейник, В. Л. Красовский, О. А. Лоскутов // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2009. — № 1. — С. 17–25; doi: 10.15674/0030-59872009126-29.
7. Прохоренко В. М. Первичное и ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава / В. М. Прохоренко. — Новосибирск: АНО «Клиника НИИТО», 2007. — 348 с.
8. Підгайська О. О. Обґрунтування вибору ніжки ендопротеза при безцементному ендопротезуванні кульшового суглоба: автореф. дис. ... канд. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» / О. О. Підгайська. — Харків, 2014. — 24 с.
9. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике / О. Зенкевич. — М.: Мир, 1975. — 542 с.
10. Hip contact forces and gait patterns from routine activities / G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller [et al.] // *J. Biomechanics.* — 2001. — Vol. 34. — P. 859–871.

## PECULIARITIES OF STRESS-STRAIN STATE OF THE CONICAL STEM OF THE HIP ENDOPROSTHESIS IN DIFFERENT TYPES OF ITS FIXATION

O. A. Loskutov

SI «Dnipropetrovsk Medical Academy of the Ministry of Health of Ukraine»

### ДО УВАГИ СПЕЦІАЛІСТІВ

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» проводить післядипломну підготовку лікарів-спеціалістів, у тому числі іноземних громадян, у клінічній ординатурі та у формі стажування за спеціальністю «Ортопедія і травматологія», на курсах інформації та стажування з актуальних питань ортопедії та травматології (ліцензія Міністерства освіти і науки України АЕ № 285527 від 27.11.2013)

#### Курси інформації та стажування для лікарів ортопедів-травматологів

№	Назва	Керівник
1.	Хірургічні та консервативні методи лікування хворих з патологією великих суглобів	Проф. Філіпенко В. А.
2.	Ендопротезування великих суглобів	Проф. Філіпенко В. А.
3.	Хірургічні та консервативні методи лікування дітей з ортопедичною патологією	Д.м.н. Хмизов С. О.
4.	Хірургічні та консервативні методи лікування хворих зі сколіотичними деформаціями хребта	Д.м.н. Мезенцев А. О.
5.	Хірургічні та консервативні методи лікування хворих з патологією хребта	Проф. Радченко В. О.
6.	Мануальна терапія в комплексному лікуванні хворих з патологією хребта	Проф. Радченко В. О.
7.	Малоінвазивна та інструментальна хірургія хребта	Проф. Радченко В. О.
8.	Хірургічні та консервативні методи лікування травматичних ушкоджень кістково-м'язової системи	Проф. Корж М. О.
9.	Реконструктивно-відновна хірургія опорно-рухової системи в разі наслідків травм та ортопедичних захворювань	Проф. Корж М. О.
10.	Лабораторні методи дослідження в ортопедії та травматології (клініко-діагностичні, біохімічні, морфологічні, імунологічні)	Проф. Дедух Н. В. К.б.н. Леонтєва Ф. С.
11.	Немедикаментозні методи лікування в ортопедії та травматології	Проф. Маколінець В. І.
12.	Лікувально-профілактичне експрес-ортезування та експрес-протезування опорно-рухової системи	Диннік О. А. Тимченко І. Б.
13.	Артроскопічна діагностика і лікування патології великих суглобів	К.м.н. Болховітін П. В.
14.	Хірургічні та консервативні методи лікування дітей з патологією кульшового суглоба	Д.м.н. Корольков О. І.
15.	Постізометрична релаксація та масаж в ортопедії і травматології	К.м.н. Стауде В. А.
16.	Ультразвукове дослідження опорно-рухової системи в дорослих і дітей	К.м.н. Котульський І. В.
17.	Регіональна анестезія в ортопедії і травматології з використанням ультразвукових методів візуалізації	К.м.н. Лізогуб М. В.

Телефон для довідок: (057) 704-14-78