

УДК 616.718.4-001.5-06(045)

Обоснование стабильно-функционального остеосинтеза при переломах шейки бедренной кости

А. А. Тяжелов¹, Е. Н. Пирогов²

¹ ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины», Харьков

² КУ «ТМО Многопрофильная больница интенсивных методов лечения и скорой помощи», Мелитополь. Украина

A retrospective analysis of different options for compressive osteosynthesis in cases of the medial femoral neck fractures was performed. The value of interfragmental compression achieving by means of osteosynthesis was determined with mathematical calculations. Based on Young's modulus for titanium screws and for cancellous bone of the proximal femur an approximate value of the elastic deformation for the interacting materials calculated when creating interfragmental compression. The disappearance of elastic strain in this system inevitably associated with the loss of interfragmental compression. Taking in attention the dynamics of resorption of the fragments' ends there was revealed rapid disappearance of compression which necessitates the use of spring-loaded fixateurs. We found that the value of required minimal compression in 1000 N as a prerequisite for stable fixation may be tenfold reduced by using a sort of ratchet clutch mechanism.

Проведено ретроспективний аналіз різних варіантів компресійного остеосинтезу в разі медіальних переломів шийки стегнової кістки. Шляхом математичних розрахунків виділена величина міжвідламкової компресії, що досягається під час остеосинтезу. На підставі модуля Юнга для титанових гвинтів і зубчастої кістки проксимального відділу стегнової кістки обчислено орієнтовне значення пружної деформації взаємодіючих матеріалів під час створення міжвідламкової компресії. Зникнення пружної деформації в системі неминуче пов'язане з втратою міжвідламкової компресії. З урахуванням динаміки резорбції кінців відламків виявлено швидке зникнення компресії, що диктує необхідність використання підпружинених фіксаторів. Виявлено, що значення необхідної мінімальної компресії в 1 000 Н як запоруки стабільної фіксації можна на порядок зменшити за допомогою використання механізму типу храпового зачеплення.

Ключевые слова: остеосинтез, межотломковая компрессия, краевая резорбция отломков, подпружиненный фиксатор, храповое зацепление

Введение

Медиальные переломы шейки бедренной кости были и остаются сложной до конца не решенной проблемой, с которой неизбежно сталкивается каждый практикующий травматолог.

Это связано с возрастающим удельным весом переломов данной локализации в структуре травм опорно-двигательной системы. В последние годы возросла частота переломов шейки бедренной кости у людей молодого возраста в результате ДТП и вследствие интенсивных занятий спортом [1].

Большое количество неудовлетворительных результатов (от 30 до 63 %) при остеосинтезе медиальных переломов шейки бедренной кости легко объ-

яснить совокупностью неблагоприятных факторов, которые в той или иной степени всегда имеют место при переломе данной локализации.

Особого внимания заслуживают нестабильные переломы шейки бедренной кости (типа Pauwels 3). Несмотря на огромное количество предложенных фиксаторов, создать необходимые механические условия, а именно стабильность в зоне перелома, получается довольно редко. У пациентов пожилого возраста эта проблема усугубляется дефицитом кровообращения, остеопорозом, дефектом заднего контура шейки и т. д. По мнению отдельных авторов, в таких условиях выполнение стабильно-функционального остеосинтеза невозможно [2]. S. M. Petten

(1994) и Y. Hara et al. (2003) показали, что наличие даже небольшой нестабильности в зоне перелома может приводить к формированию ложного сустава. Практически все авторы придерживаются единого мнения о необходимости межотломковой компрессии [2–7]. Доказано, что компрессия сама по себе не ускоряет процесс консолидации, а положительное ее влияние объясняется повышением надежности фиксации [3]. Значению минимальной межотломковой компрессии посвящен ряд исследований [3, 5]. Результаты несколько противоречивы, но полученный диапазон значений (от 300 до 1 000 Н) указывает на необходимость значительной компрессии, граничащей с прочностными характеристиками кости, особенно в условиях остеопороза.

Целью работы было теоретически обосновать возможности обеспечения оптимального уровня межотломковой компрессии при остеосинтезе медиальных переломов шейки бедренной кости в условиях краевой резорбции костных отломков.

Материал и методы

Проведено исследование более 200 патентов на существующие фиксаторы для остеосинтеза переломов шейки бедренной кости. Выделены основные условия для успешного остеосинтеза медиальных переломов шейки бедренной кости. Приоритетными принципами практически все авторы называли необходимость постоянной межотломковой компрессии как залог стабильной фиксации и атравматичную технику операции.

Важную роль отводили аутокомпрессии посредством ранних нагрузок на оперированную конечность. Компрессия между отломками обуславливает появление между ними силы трения. А сила трения, возникающая в месте соприкосновения отломков, препятствует их относительному смещению. Значение силы трения определяют две составляющие — коэффициент трения (k), который характеризует свойства контактирующих поверхностей, и сила взаимного давления, т. е. межотломковая компрессия:

$$F_{\text{трения}} = k \cdot F_{\text{компрессия}} \quad (1)$$

Результатом расчета должен быть такой уровень межотломковой компрессии, который обусловит появление силы трения равной или больше смещающих усилий: $F_{\text{трения}} \geq F_{\text{смещения}}$

Каждый отдельно взятый случай перелома шейки бедренной кости индивидуален, поэтому для расчета были взяты исходные данные, которые будут общими для каждого клинического случая:

1. Сила (R), которая воздействует на отломки шейки бедренной кости и может привести к их относительному смещению, является равнодействующей

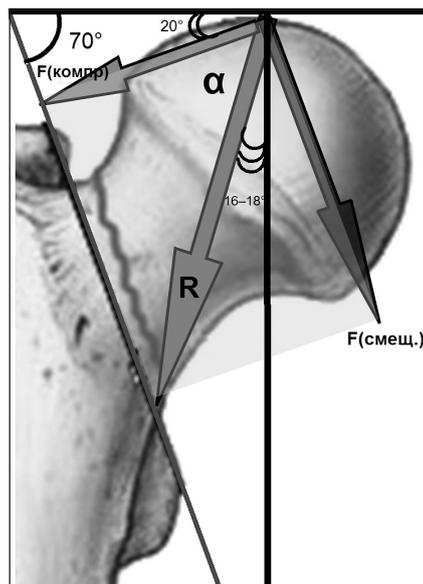


Рис. 1. Схема разложения суммарного мышечного вектора R на составляющие при переломе типа Pauwels 3

щей, состоящей из суммарных мышечных усилий, приложенных к суставу. Сила R является векторной величиной и образует угол α по отношению к биомеханической оси конечности, равный 16–18° [6];

2. Направление силы R обуславливает характерное смещение отломков. Головка бедренной кости фиксирована в вертлужной впадине. Ее положение анатомически остается неизменным. Мышечный вектор, воздействуя на дистальный отломок, смещает его проксимально с формированием варусной установки. В связи с тем, что интерес представляет относительное смещение отломков, для удобства расчетов неподвижным можно считать дистальный отломок, а характерное смещение проксимального определяет «давление» дна вертлужной впадины на верхний полюс головки;

3. Измерить величину силы R непосредственно нельзя, но оценить ее значение в горизонтальном положении тела можно косвенно. Для предотвращения характерного смещения применяют скелетное вытяжение по оси конечности с грузом 5–6 кг, т. е. около 50–60 Н. В большинстве случаев этого бывает достаточно для «нейтрализации» R . Взяв в расчет значение R «с запасом», равное 100 Н, можно быть уверенным, что этого окажется достаточным для любого пациента, т. е. $R \leq 100$ Н;

4. Коэффициент трения между отломками губчатой кости равен 0,5 [10].

По правилу разложения векторов суммарный мышечный вектор R разложим на составляющие: перпендикулярный плоскости перелома вектор $F_{\text{компрессия}}$ и ориентированный параллельно ей $F_{\text{смещения}}$ (рис. 1). Для вычисления величины каждого вектора

необходимо значение угла α : $\alpha = 90^\circ - 20^\circ - 17^\circ = 53^\circ$. Зная значение вектора R (100 Н), можем вычислить значения $F_{\text{компрессия}}$ и $F_{\text{смещения}}$:

$$F_{\text{компрессия}} = 100 \text{ Н} \cdot \cos 53^\circ = 60 \text{ Н} \quad (2)$$

$$F_{\text{смещения}} = 100 \text{ Н} \cdot \sin 53^\circ = 80 \text{ Н} \quad (3)$$

Зная силу межотломковой компрессии, обусловленной мышечным тонусом (60 Н), и коэффициент трения отломков губчатой кости (k), определяем силу трения между отломками по формуле 1: $F_{\text{трения}} = 0,5 \cdot 60 \text{ Н} = 30 \text{ Н}$

Исходя из этих расчетов видно, что мышечная сила, воздействующая на отломки при переломе типа Pauwels 3, вызывает появление двух основных конкурирующих сил — силу трения между отломками (30 Н) и смещающие усилия (80 Н). Ранняя осевая нагрузка на оперированную конечность пропорционально увеличивает обе эти силы, не влияя на соотношение. Очевидно, что при такой расстановке сил перелом является нестабильным. Для его стабилизации в горизонтальном положении тела силе трения не достает 50 Н, что соответствует дополнительной компрессии в 100 Н. Таким образом, при остеосинтезе медиальных переломов типа Pauwels 3 минимальное значение межотломковой компрессии должно быть не меньше 100 Н.

После аналогичных вычислений для переломов типа Pauwels 1 и Pauwels 2 получаем следующую расстановку сил:

- при переломах типа Pauwels 1: $F_{\text{трения}} = 48 \text{ Н}$, $F_{\text{смещения}} = 23 \text{ Н}$, что подтверждает стабильный характер перелома. Отсутствие смещения отломков дает возможность консервативного лечения без дополнительной фиксации металлоконструкциями;
- при переломах типа Pauwels 2: $F_{\text{трения}} = 42 \text{ Н}$, $F_{\text{смещения}} = 54 \text{ Н}$.

Таким образом, этот тип перелома нуждается в остеосинтезе с минимальной дополнительной межотломковой компрессией в 24 Н.

Полученные величины минимальной межотломковой компрессии рассчитаны для больного в условиях постельного режима и не предусматривают дополнительных силовых воздействий, таких как сила тяжести конечности, осевая нагрузка на конечность и т. п. Общепринятая методика остеосинтеза медиальных переломов шейки бедренной кости предполагает использование компрессирующих винтов. Существуют различные методики их введения из подвертельной зоны в направлении головки. Количество винтов обычно 2–3. Представляет интерес уровень компрессии, который способен обеспечить спонгиозный винт. Согласно выполненным

расчетам сила, приложенная к головке компрессирующего винта системы АО, при его затягивании должна соответствовать максимальному крутящему моменту не более 3,0 кг/см [4, 7]. Такой крутящий момент позволяет обеспечить силу межотломковой компрессии около 600 Н на одном винте. Использование двух и более винтов обеспечит еще более высокий уровень компрессии, который, однако, не будет их математической суммой, т. к. затягивание каждого последующего винта ослабит компрессию на смежных. Но даже компрессия на одном винте, равная 600 Н, в шесть раз превышает тот минимальный уровень компрессии, который необходим для стабильной фиксации перелома типа Pauwels 3.

Почему же остеосинтез нестабильных переломов зачастую оказывается несостоятельным?

Компрессия обеспечивается упругой деформацией взаимодействующих материалов. В данном случае это линейная деформация винта и участок губчатой кости проксимального отдела бедренной кости. До тех пор, пока будет сохраняться упругая деформация этих тел, будет присутствовать сила компрессии. Данная взаимосвязь подчиняется закону Гука, согласно которому сила упругости, возникающая в теле при его деформации, прямо пропорциональна величине этой деформации.

Представляет интерес абсолютное значение деформации стержня и губчатой кости:

$$\Delta l = F / k \quad (4)$$

Коэффициент упругости (k) зависит от свойств материала, формы и размеров деформируемого тела. Эту взаимосвязь описывает следующая формула:

$$K = ES / L, \quad (5)$$

где S и L — геометрические характеристики (площадь и длина соответственно), E — модуль Юнга, характеризующий механические свойства материала. Для титана $E = 105 \text{ ГПа}$, для губчатой кости значение E колеблется от 450 до 680 МПа [8–10].

Объединив эти две формулы, получаем:

$$\Delta l = FL / ES \quad (6)$$

Для стандартного спонгиозного титанового стержня, длиной 100 мм и диаметром 4,5 мм получаем относительное его удлинение при затягивании: $600 \text{ Н} \cdot 100 \text{ мм} / 105 \text{ ГПа} \cdot 16 \text{ мм}^2 = 0,036 \text{ мм}$.

Для расчета относительной деформации губчатой кости проксимального отдела бедренной кости значение силы F будем считать равным максимально возможному, т. е. математической суммой трех компрессирующих винтов: $600 \text{ Н} \cdot 3 = 1\,800 \text{ Н}$.

Относительное укорочение проксимального отдела бедренной кости по оси шейки за счет упругой деформации равно:

$1\ 800\ \text{Н} \cdot 100\ \text{мм} / 550\ \text{МПа} \cdot 800\ \text{мм}^2 = 0,4\ \text{мм}.$

Суммарная упругая деформация взаимодействующих стержней и губчатой кости составляет $0,033 + 0,4 = 0,433\ \text{мм}.$

Таким образом, межотломковая компрессия будет сохраняться, пока краевая резорбция отломков не достигнет значения $0,433\ \text{мм}.$

Результаты и их обсуждение

Краевая резорбция костных отломков шейки бедренной кости является естественным процессом, характерным для живой костной ткани. Процесс консолидации шейки бедренной кости практически всегда сопровождается ее укорочением. В литературе достаточно скупо описаны механизмы, динамика и степень укорочения шейки бедренной кости в процессе консолидации. Большинство авторов признают, что степень укорочения бывает разной, но присутствует практически всегда. По нашим наблюдениям, краевая резорбция отломков в первую неделю после остеосинтеза достигала от 3 до 10 мм. При равномерной динамике процесса полная утрата достигнутой межотломковой компрессии может происходить в первые дни после остеосинтеза, что подтверждают современные данные [1, 3].

В связи с этим предложен ряд металлоконструкций, содержащих в своей структуре пружинный механизм. Принципиальная особенность подпружиненных фиксаторов состоит в возможности создания вторичной компрессии за счет потенциальной энергии сжатой пружины. Недостатком их является отсутствие жесткой связи с дистальным отломком. Это имеет значение при активизации больного в постели и особенно при ходьбе без осевой нагрузки. Сила тяжести конечности превышает потенциальную энергию сжатой пружины и фиксатор, не имея жесткой связи с дистальным отломком, не может препятствовать формированию диастаза. Для решения этой проблемы нужно либо повышать жесткость пружины, либо предусмотреть в имплантируемой системе жесткую связь с дистальным отломком. Согласно выполненным расчетам [3] установлено, что сила минимальной компрессии существенно зависит от конкретных случаев, а также от расположения плоскости перелома и изменяется в широком диапазоне от 100 до 1 000 Н. Создание между отломками компрессии в 1 000 Н и даже вдвое меньше посредством пружины довольно проблематично по нескольким причинам. Такая пружина должна быть довольно массивной, при этом силовое воздействие ее проксимального конца на тонкую наружную кортикальную пластинку метафиза бедренной кости будет приводить к разрушению последней. В условиях остеопороза и микроподвижности существует

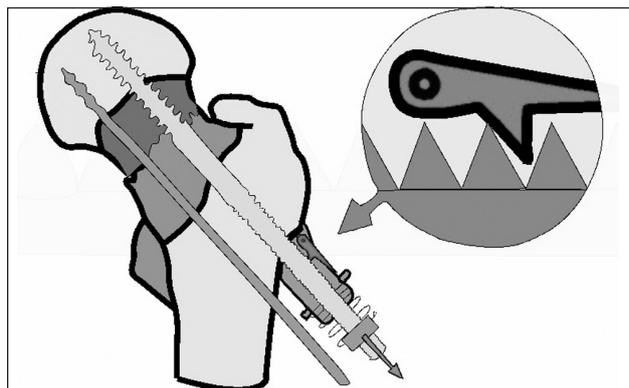


Рис. 2. Подпружиненный фиксатор в сочетании с механизмом храпового зацепления

риск миграции стержня из головки бедра. Техника операции, предусматривающая сжатие такой жесткой пружины, может вызывать не только трудности, но и опасность травмы для хирурга.

На наш взгляд, конструктивное решение этой задачи должно предусматривать работу фиксатора в двух режимах — в горизонтальном и вертикальном положениях тела пациента. В горизонтальном положении тела потенциальная энергия сжатой пружины суммируется с мышечным вектором, что обеспечивает компрессию и прямой телескопический эффект по мере краевой резорбции отломков. Каждый эпизод сближения отломков фиксируется механизмом по типу храпового зацепления, который обеспечивает жесткую связь с дистальным отломком и препятствует появлению диастаза в вертикальном положении тела (рис. 2). Такое сочетание дает возможность на порядок (100 Н) снизить уровень минимальной межотломковой компрессии без риска утраты стабильности фиксации.

За период с февраля 2011 г до настоящего времени по новой методике прооперировано 40 пациентов с медиальными переломами шейки бедренной кости в возрасте от 23 до 91 года. Практически во всех случаях мы наблюдали краевую резорбцию отломков в диапазоне от 2–3 до 10–15 мм. Степень резорбции и время, в течение которого она продолжалась, имели определенную закономерность. По предварительным данным, при ургентном остеосинтезе у молодых пациентов резорбция была минимальной и прекращалась в течение 5–7 дней. В случаях отсроченного остеосинтеза у пациентов с выраженным остеопорозом и переломами типа Garden 3,4 краевая резорбция продолжалась до 4–5 недель и достигала 10–15 мм.

Клинический пример

Большая Ф., 58 лет, поступила в травматологическое отделение с субкапитальным переломом шейки левой бедренной кости со смещением отломков

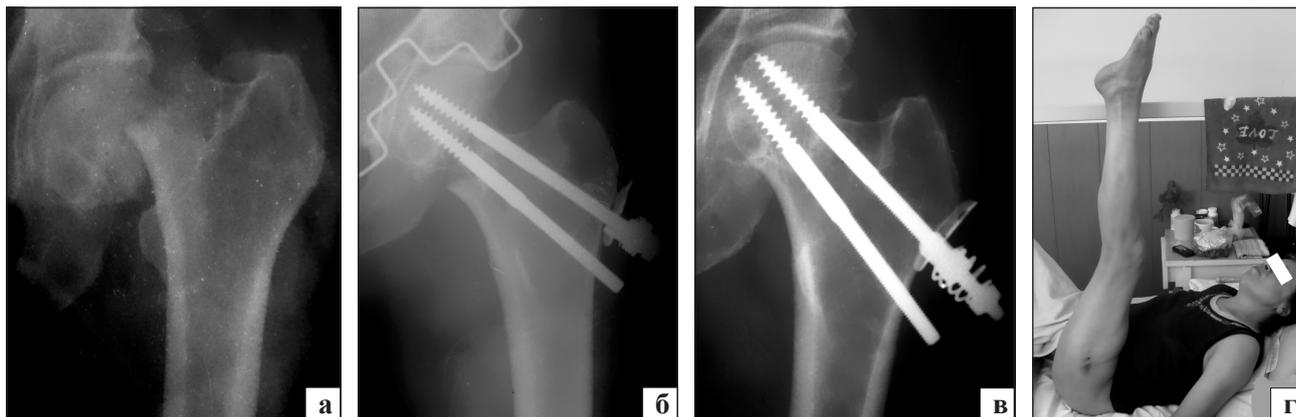


Рис. 3. Рентгенограммы и клинический результат больной Ф. на этапах лечения

через 2 недели после травмы (рис. 3, а). Была выполнена операция: закрытое вправление отломков, малоинвазивный остеосинтез подпружиненным фиксатором в сочетании с механизмом храпового зацепления (рис. 3, б). Через 7 дней краевая резорбция отломков составляла 8 мм, сформировалась полноценная площадь контакта отломков (рис. 3, в). Через 4 недели с момента операции краевая резорбция достигла 13 мм и закончилась стабилизацией перелома. Клинический результат через 4 недели представлен на рис. 3, г.

Выводы

Обязательным условием для консолидации перелома шейки бедренной кости является стабильная фиксация фрагментов, что при медиальных переломах шейки бедренной кости может быть реализовано за счет постоянной межотломковой компрессии.

Межотломковая компрессия позволяет вернуть кости структурное соответствие, что минимизирует нагрузку на имплантат и возвращает кости способность выдерживать нагрузки.

Большинство предложенных фиксаторов, которые планировались как компрессирующие устройства, в связи с краевой резорбцией костных отломков оказались различными вариантами шинирования.

Значение необходимой минимальной компрессии в горизонтальном положении тела и в вертикальном существенно отличается (от 100 до 1 000 Н). Создание фиксаторов, обеспечивающих постоянную компрессию до 1 000 Н технически очень проблематично. В связи с этим конструктивное решение данной проблемы мы видим в использовании подпружиненного фиксатора с силой пружины порядка 100 Н в сочетании с механизмом по типу храпового зацепления, который фиксирует отломки в положении максимального сближения и препятствует

формированию диастаза в вертикальном положении тела за счет жесткой связи с дистальным отломком.

Список литературы

1. Шаповалов В. М. Основы внутреннего остеосинтеза / В. М. Шаповалов, В. В. Хоминец, С. В. Михайлов. — М.: ГЭОТАР Медиа, 2009. — 240 с.
2. Гильфанов С. И. Лечение переломов проксимального отдела бедра: автореф. дис. ... докт. мед. наук: 14.01.15 / Гильфанов Сергей Ильсуверович. — Москва: ЯГМА, 2010. — 32 с.
3. Пат. 80152(13)С2 Україна, МПК А 61 В 17/74. Пристрій для черезкісткового компресійного остеосинтезу переломів шийки стегнової кістки / Лоскутов О. Є., Вишневецький В. О. и др.; заявник і патентовласник Сабсай Олександр Вільович. — Заявл. 04.04.2005.
4. Ролик А. В. Обоснование устойчивой первичной стабилизации отломков при лечении внутрисуставных переломов шейки бедренной кости / А. В. Ролик, С. Р. Михайлов, З. М. Мителева // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1997. — № 1. — С. 69–71.
5. Ткаченко С. С. Теоретическое и клиническое обоснование методики остеосинтеза винтами косых и винтообразных переломов большеберцовой кости / С. С. Ткаченко, А. Н. Ерохов, Б. В. Мельников // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1990. — № 7. — С. 5–9.
6. Воронцов П. М. Хирургическое лечение нестабильных внутрисуставных переломов шейки бедренной кости: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21 / П. М. Воронцов. — Харьков: ХНИИОТ, 2005. — 47 с.
7. Ролік О. В. Хірургічне лікування внутрішньосуглобових переломів шийки стегнової кістки: автореф. дис. ... докт. мед. наук: 14.01.21 / О. В. Ролік. — Харків: ХНДІОТ, 1997. — 40 с.
8. Математическое моделирование переднего межтелового цервикоспондилодеза вертикальными цилиндрическими сетчатыми имплантатами / Н. А. Корж, А. Е. Барыш, Р. И. Бузницкий, А. В. Ярьсько // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2012. — № 4. — С. 5–12.
9. Зеленецький І. Б. Математичне моделювання напружено-деформованого стану кульшового суглоба за різних значень шийково-діафізарного кута / І. Б. Зеленецький, О. В. Ярьсько, З. М. Мітелева // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2012. — № 4. — С. 20–23.
10. Brown T. Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur / T. Brown, J. Ferguson // Acta Orthop. Scand. — 1980. — Vol. 13. — P. 687–699.

SUBSTANTIATION OF STABLE FUNCTIONAL OSTEOSYNTHESIS FOR FRACTURES OF THE FEMORAL NECK

O. A. Tyazhelov¹, E. N. Pirogov²

¹ SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkiv

² PI «TMA Hospital Multidisciplinary Intensive Treatment and Ambulance», Melitopol. Ukraine

ДО УВАГИ СПЕЦІАЛІСТІВ

**ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України»
проводить післядипломну підготовку фахівців на курсах інформації та стажування
з актуальних питань ортопедії та травматології
(ліцензія Міністерства освіти і науки України АЕ № 285527 від 27.11.2013 р.)**

Курси для середнього медичного персоналу:

№	Назва курсів	Керівники курсів
1	Функціональні і фізіотерапевтичні методи лікування хворих з ортопедо-травматологічною патологією	Проф. Маколінець В. І. К.м.н. Стауде В. А.
2	Гіпсово-ортопедична техніка та лікування хворих з ортопедо-травматологічною патологією	Д.м.н. Мателенок Є. М. Д.м.н. Мезенцев А. О.
3	Лікувальний масаж	К.м.н. Стауде В. А.

Телефон для довідок: (057) 704-14-78