

ВЛИЯНИЕ РЕЖИМОВ ЦИКЛИЧЕСКИХ НАГРУЗОК НА РАЗВИТИЕ ДЕФОРМАЦИЙ В ПОВРЕЖДЕННЫХ БЕДРЕННЫХ КОСТЯХ С СИСТЕМАМИ ФИКСАЦИИ ПЕРЕЛОМОВ

Проведені стендові дослідження стегнових кісток з метою біомеханічного обґрунтування способів фіксації. На кістках змодельовані переломи верхньої ділянки. Препарати були фіксовані ніжкою ендопротеза з цементним типом фіксації та пластиною DHS. Досліджено жорсткість фіксації відламків до одноразових та циклічних осьових навантажень. Показана більша висока жорсткість фіксації відламків ендопротезом на цементі у порівнянні з жорсткістю фіксації пластиною DHS. Препарати, що фіксовані ендопротезом, при навантаженнях до 400Н показали жорсткість, близьку до жорсткості непошкодженої кістки.

This paper presents the biomechanical background of different fixation methods performed on simulated, unstable intertrochanteric hip fractures. There were used two types of fixation: by endoprosthesis pedicle and DHS plate. The fixation stability of bone fragments to static and cyclic axial loadings were investigated. The results demonstrated more high stiffness of fixation with the use of total hip cement arthroplasty combined with additional wire mesh, that is biomechanically superior to DHS plates' fixation of unstable intertrochanteric hip fractures. The stiffness of fixation with the use of total hip cement arthroplasty is closed to stiffness of an uninjured bone under 400N loading.

Введение. Обеспечение механической надежности систем остеосинтеза (ОС), используемых для лечения переломов и других повреждений конечностей человека, является одной из важных задач современной травматологии. Скрепление отломков костей с помощью систем фиксации переломов (СФП) является одним из наиболее эффективных способов лечения переломов конечностей. В последнее время успешно внедряются современные методы лечения бедренных костей (БК), в то же время постоянно идет поиск новых способов остеосинтеза, повышающих эффективность лечения. Кроме исключительно клинических методов исследования новых систем ОС, целесообразно проводить их лабораторные испытания для определения биомеханических характеристик, в частности, жесткости скрепления отломков.

Анализ силового взаимодействия мышечной системы с элементами опорно-двигательного аппарата (ОДА) показывает, что кроме сжимающих и растягивающих усилий, на кости могут оказывать воздействия изгибающие и крутящие моменты, что необходимо учитывать при выборе СФП и способов их крепления к костям конечностей.

Наряду с клиническими показателями, СФП различных конструкций (спицы, винты, пластины и другие средства) должны обладать достаточной жесткостью, обеспечивающей стабильность репозиции (совмещения) отломков кости в течение всего времени лечения. Появлению нежелательных деформаций (смещений) частей поврежденной кости способствуют внешние нагрузки. Последние являются неизбежными ввиду того, что обеспечить полную неподвижность пострадавшего в процессе лечения практически невозможно. Указанные нагрузки могут быть как постоянно действующими (вес тела или конечностей), так и циклически изменяющимися за счет, например, выполнения лечебных упражнений, необходимых для поддержания определенного физиологического состояния мышц и суставов, или в результате действия вибраций в транспорте.

Практика экспериментальных исследований показывает, что остаточные деформации при циклическом нагружении конечностей с системами ОС могут в некоторых случаях превышать деформации, возникающие при быстром однократном нагружении, и при оценке надежности фиксации переломов это обстоятельство необходимо учитывать.

Цель работы: использовать новую методику определения характеристик жесткости системы "кость - имплантат" при действии сжимающих и других нагрузок, в том числе в циклических режимах; провести стендовые натурные испытания различных систем ОС с разными способами фиксации переломов БК для выбора оптимальных с точки зрения качества способов скрепления отломков при сложных переломах.

Материалы и методы исследования. Материал (образцы БК человека) были разделены на 3 равные группы по 3 препарата в каждой. На препаратах выполнено моделирование переломов путем распила БК в вертельном (верхнем) участке накрест [1,2] (рис.1г). Препараты первой группы были фиксированы ножкой эндопротеза на костном цементе и стальной проволокой, препараты второй группы - фиксаторами типа пластины DHS (рис.1б, в). Третья группа - неповрежденные БК (контрольные образцы, рис.1а).

Реализованы следующие программы цикла (рис.2):

- 1) увеличение осевой нагрузки в течение времени τ_{in} до возникновения максимального усилия P_{max} ;
- 2) выдержка препарата при этой нагрузке в течение времени τ_1 ;
- 3) уменьшение нагрузки в течение времени τ_r до минимального усилия P_{min} (в наших опытах $P_{min} = 25$ Н);
- 4) выдержка препарата при минимальной нагрузке в течение времени τ_2 (в наших опытах $\tau_2 = 1$ с).

После этого цикл повторяли. Максимальное количество циклов для каждого образца равнялось 50. Записи значений деформаций препаратов производили на 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 30, 40 и 50-м циклах.

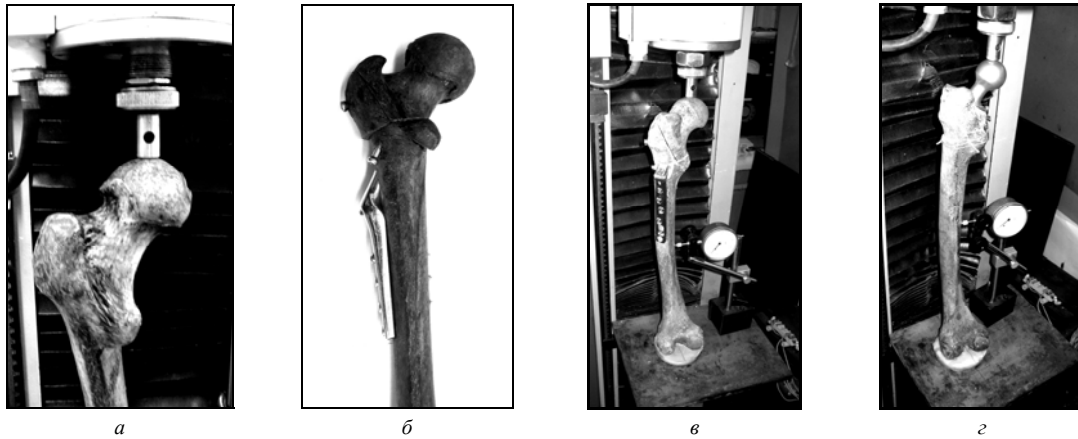


Рис. 1. Исследованные препараты: неповрежденная бедренная кость во время испытаний на сжатие (а); бедренная кость с пластиной DHS отдельно (б) и во время испытаний (в), кость с эндопротезом (г)

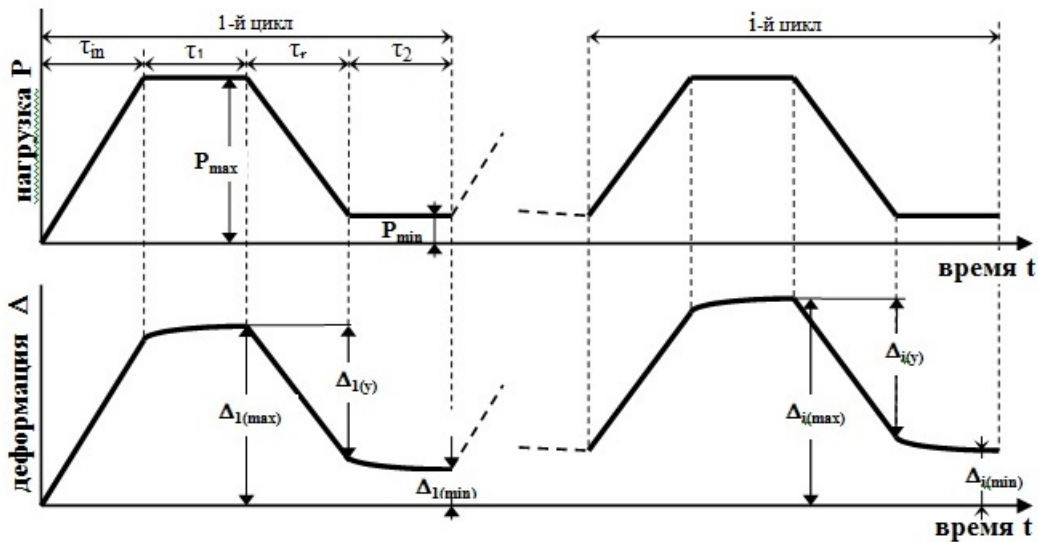


Рис. 2. Программа нагружения (вверху) и кривая циклической ползучести (внизу) препаратов

Были реализованы такие режимы циклических нагрузок образцов:
 скорость деформирования $V = 5, 10, 15, 20$ и 25 мм/мин;
 время выдержки образцов при $P = P_{\max}$ $\tau_1 = 1, 5, 15, 30$ и 60 с;
 нагрузка $P_{\max} = 200, 400, 600$ и 800 Н.

В процессе испытаний регистрировали следующие данные (рис.2):

$\Delta_{i(y)}$ - изменение деформации препарата при уменьшении нагрузки от P_{\max} до P_{\min} ;

$\Delta_{i(\max)}$ - общая деформация препарата на i -м цикле нагружения при $P = P_{\max}$;

$\Delta_{i(\min)}$ - общая деформация препарата на i -м цикле нагружения при $P = P_{\min}$.

В качестве показателей, характеризующих деформационную надежность системы ОС, выбраны удельные деформации, определяемые как отношение значений абсолютных деформаций к прикладываемой нагрузке $P_{\max} - P_{\min}$. Таким образом, упругую удельную деформацию (упругую податливость препарата при кратковременном изменении нагрузки) определяли из соотношения $\delta_{i(k)} = \Delta_{i(y)} / (P_{\max} - P_{\min})$. Остаточную ("задержанную") удельную деформацию для i -го цикла определяли по формуле $\delta_{i(u)} = (\Delta_{i(\max)} - \Delta_{i(\min)}) / (P_{\max} - P_{\min})$.

Результаты испытаний неповрежденной БК. В диапазоне осевых сжимающих усилий $P_{\max} = (200 \dots 800)$ Н зависимости деформаций от уровня нагрузки носят практически линейный характер (кривые 1 на рис.3). Об этом свидетельствует малая зависимость удельных деформаций БК от сжимающей нагрузки (кривые 1 на рис.4). Удельные деформации $\delta_{i(k)}$ при кратковременном изменении нагрузки сохраняются на уровне $(1.42 \dots 1.44) \cdot 10^{-3}$ мм/Н и практически не зависят от числа циклов нагружения.

Остаточные деформации возрастают с увеличением числа циклов и величины нагрузки, но при этом уровень удельных остаточных деформаций слабо зависит от уровня сжимающей силы и после 50 циклов $\delta_{50(u)}$ составляет $(0.50 \dots 0.52) \cdot 10^{-3}$ мм/Н.

Результаты опытов, проведенных при различных скоростях деформирования V и временах действия максимальной нагрузки τ_1 , приведены в табл.1. Отмечено существенное (примерно на 30%) уменьшение остаточных деформаций $\Delta_{50(u)}$ при увеличении скорости деформирования V от 5 до 25 мм/мин. Изменение времени действия

максимальной нагрузки τ_1 от 1 до 30 с не приводит к заметному изменению удельной деформации $\Delta_{50(u)}$. Увеличение этого показателя отмечено при увеличении τ_1 от 30 до 60 с (примерно на 25%).

Данные испытаний неповрежденных БК будут использованы как базовые показатели для оценки деформационной надежности БК с моделированными переломами, закрепленными эндопротезами и пластинами DHS.

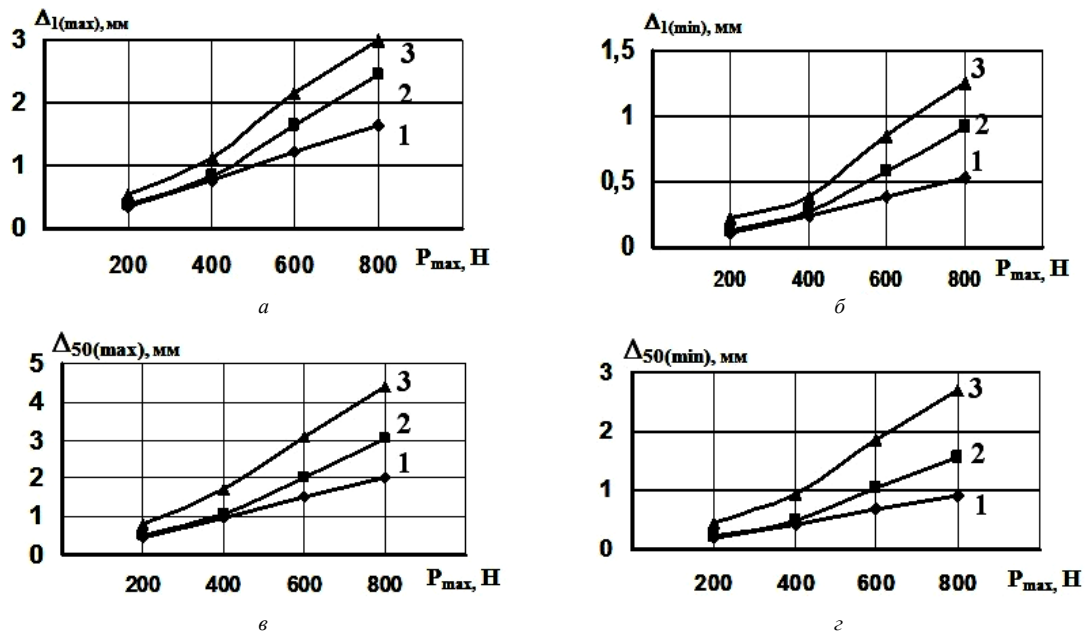


Рис. 3. Зависимости деформаций неповрежденной бедренной кости (кривые 1), системы "бедренная кость - эндопротез" (кривые 2) и системы "бедренная кость - пластина DHS" (кривые 3) от величины максимальной за цикл нагрузки P_{max} при циклическом сжатии

Деформационные свойства БК с переломами, зафиксированными эндопротезами. В диапазоне осевых нагрузок $P_{max} = (200...400)$ Н деформационные свойства исследованных препаратов практически не отличаются от свойств неповрежденной БК (рис.3 и 4, кривые 2). Это еще раз свидетельствует о высоких механических показателях данного типа фиксации переломов [1,2].

При дальнейшем увеличении P_{max} происходит отклонение от линейности как упругих, так и остаточных деформаций (увеличение удельных деформаций $\delta_{i(k)}$ и $\delta_{50(u)}$ на рис.4а и 4б). По сравнению с неповрежденной БК при $P_{max} = 800$ Н удельные деформации $\delta_{i(k)}$ и $\delta_{50(u)}$ увеличиваются в 1.3 и в 1.5 раза соответственно. Можно предположить, что в этом диапазоне нагрузок адгезионная прочность костного цемента в месте скрепления отломков БК и эндопротеза недостаточна для надежной работы в циклических режимах.

Изменение скорости деформирования от 10 до 25 мм/мин и времени действия максимального за цикл усилия от 1 до 30 с практически не сказывается на деформации при циклическом нагружении (табл.1). Замечено увеличение деформаций $\Delta_{50(u)}$ при изменении времени τ_1 от 30 до 60 с (примерно на 80%), что качественно совпадает с данными для неповрежденной БК. Большая степень увеличения этого показателя по сравнению с исходным препаратом объясняется влиянием на показания костного цемента, примененного для крепления эндопротеза.

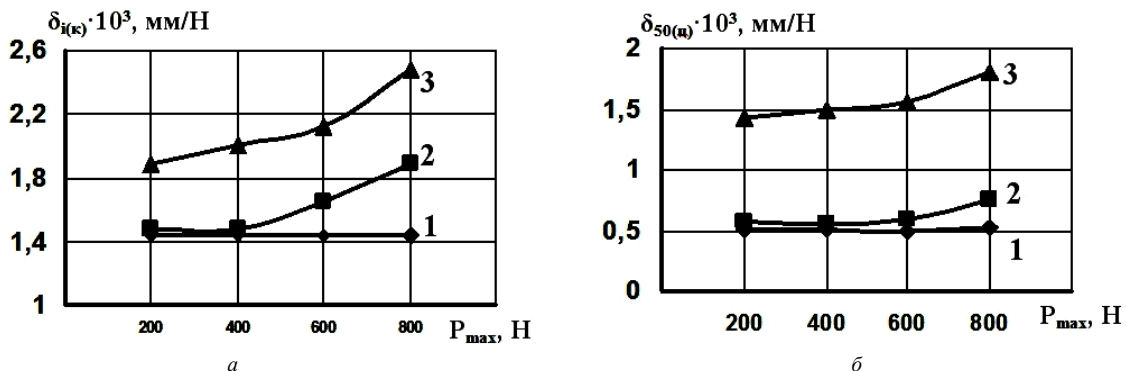


Рис. 4. Зависимости упругих удельных деформаций при кратковременном изменении нагрузки (а) и "задержанных" удельных деформаций после 50 циклов нагружения (б). Обозначения препаратов на рис.3

Деформационные свойства БК с переломами, зафиксированными пластинами DHS. Нелинейность упругих свойств проявляется в указанных системах фиксации, начиная с нагрузок (200...400)Н (рис.3а и 3б, кривые 3). Удельные деформации в связи с этим существенно зависят от приложенных нагрузок (рис.4а, кривая 1), что свидетельствует о низкой стабильности системы ОС данного типа.

В диапазоне скоростей от 5 до 25 мм/мин деформации, развивающиеся в препаратах за 50 циклов нагружения, практически не зависят от скорости деформирования (табл.1). При увеличении времени действия максимальной за цикл нагрузки τ_1 остаточные деформации монотонно увеличиваются и в диапазоне 30 - 60 с стабилизируются на уровне 1.03 - 1.04 мм при нагрузке 200 Н.

Таблица 1

Деформации $\Delta_{50(\max)}$, развивающиеся в бедренной кости с различными способами фиксации переломов за 50 циклов действия нагрузки $P_{\max} = 200$ Н, при различных скоростях деформирования и периодах действия максимальных нагрузок

Скорость деформирования V, мм/мин	Время действия максимальной нагрузки τ_1 , с	Деформации $\Delta_{50(\max)}$, мм		
		Неповрежденная БК	БК с эндопротезом	БК с пластиной DHS
5	1	0.59	0.29	0.68
10		0.51	0.34	0.69
15		0.42	0.34	0.66
20		0.40	0.36	0.68
25		0.40	0.35	0.60
5	1	0.59	0.29	0.68
	5	0.58	0.28	0.74
	15	0.56	0.28	0.81
	30	0.56	0.29	1.04
	60	0.71	0.53	1.03

Обобщение результатов исследований систем ОС бедренной кости. Полученные данные отражают степень изменения жесткости препаратов при закреплении перелома СОС. В рассмотренном случае механическим критерием деформационной надежности, отражающим качество СОС в целом, могут служить деформации, возникающие при действии нагрузки независимо от ее вида (сжатие, растяжение, изгиб или кручение). При этом за основу (базовый уровень критерия) целесообразно принять деформацию неповрежденного объекта.

Показателем надежности СОС может служить отношение деформации неповрежденной кости к деформации поврежденной кости с СОС (показатель деформационной надежности):

$$\Psi_K = \delta^H / \delta^C.$$

Отметим, что этот показатель может принимать все значения от нуля до единицы (или от нуля до 100%). Предельные случаи: ноль - система с бесконечно большой податливостью; единица (100%) - "идеальная" система ОС, полностью компенсирующая деформации в месте повреждения, возникающие при внешних нагрузках. Предполагается, что наличие системы ОС не может придать кости жесткость, большую, чем жесткость неповрежденной кости.

Как видно из представленных данных, процессы деформирования неповрежденных костей и систем ОС под действием циклических нагрузок сопровождаются развитием остаточных ("задержанных") деформаций. Использование не вполне детерминированного термина "задержанные" связано с тем, что эти деформации могут со временем полностью или частично исчезать (редеформация), что, в отличие от металлов, присуще практически всем вязкоупругим телам, к которым относится и костная ткань. Таким образом, в данном сообщении под указанными деформациями понимаются деформации, измеренные непосредственно после разгрузки препарата. Указанные деформации возникают в процессе нагружения и выдержки при нагрузке P_{\max} в течение времени τ_1 и не успевают исчезнуть в процессе разгрузки и выдержки при нагрузке P_{\min} в течение времени τ_2 .

Эти деформации на i -м цикле по сравнению с деформацией после однократного нагружения, рассчитываются как разность между общими деформациями на i -м цикле Δ_i и 1 -м цикле Δ_1 , т.е. $\Delta_{z,i} = \Delta_i - \Delta_1$. Зависимость "задержанных" деформаций от количества циклов представляют собой монотонный процесс, который характеризуется постоянно возрастающей деформацией. При этом наиболее интенсивное накопление деформаций происходит на первых циклах.

Для проведения анализа закономерностей накопления деформаций в неповрежденной кости и системах ОС можно рассчитать величины этих деформаций по отношению к максимальной за цикл нагрузке P_{\max} (удельные "задержанные" деформации) $\delta_{z,i} = \Delta_{z,i} / P_{\max}$.

Если использовать эти деформации в качестве критерия деформационной надежности, и в качестве базового уровня использовать "задержанную" деформацию неповрежденной кости, то показатель деформационной надежности можно представить в следующем виде:

$$\Psi_{II} = (\delta_{z,N}^H - \delta_{z,1}^H) / (\delta_{z,N}^C - \delta_{z,1}^C)$$

Показатель Ψ_{II} , также как и Ψ_K , может принимать различные значения от нуля до единицы (или от нуля до 100 процентов). В предельных случаях: вблизи нуля - система с большими уровнями "задержанных" деформаций, т.е. процесс накопления деформаций при циклировании не ограничен; единица (100%) - "задержанные" деформации определяются только вязкоупругими свойствами неповрежденной части кости, система ОС и области ее закрепления в процессах развития деформаций не участвуют.

На рис.5 данные исследования систем ОС БК обобщены в виде показателя Ψ , который рассчитан для кратковременного изменения нагрузки и для циклического деформирования (сплошные и пунктирные линии соответственно). Использование этого показателя позволяет сопоставлять деформационную надежность систем ОС различных типов независимо от вида деформации и режима действия нагрузки.

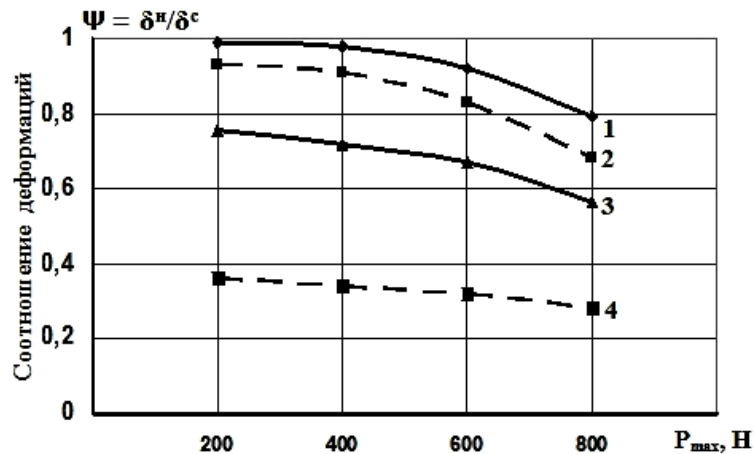


Рис. 5. Отношения Ψ удельных деформаций неповрежденной бедренной кости к удельным деформациям системы "бедренная кость - эндопротез" (кривые 1 и 2) и системы "бедренная кость - пластина DHS" (кривые 3 и 4). Сплошные линии - кратковременное изменение нагрузки, пунктирные - циклическое нагружение

Выводы:

1. Податливость (удельная осевая деформация) неповрежденной бедренной кости практически не зависит от количества циклов нагружения и уровня приложенного усилия и находится в диапазоне $(1.42 - 1.44) \cdot 10^{-3}$ мм/Н.
2. Зависимости деформирования от количества циклов являются монотонными кривыми при постоянно увеличивающейся деформации. При этом наиболее интенсивное накопление деформаций происходит на первых циклах.
3. Скорость накопления деформаций в системе "бедренная кость - эндопротез" до уровня нагружения 400-600 Н практически не отличается от скорости для неповрежденной кости.
4. В препаратах, фиксированных пластинами, скорость увеличения остаточных деформаций больше в 5-6 раз по сравнению с препаратами, которые скреплены фиксирующим эндопротезом.
5. Предложенные показатели деформационной надежности могут быть использованы для сравнительных оценок качества различных систем остеосинтеза.

Список литературы.

1. Полулях М.В., Бур'янов О.А., Юрійчук Л.М., Шидловський М.С. Біомеханічне обґрунтування способів фіксації нестабільних переломів ділянки стегнової кістки // Літопис травматології та ортопедії. – 2009, № 1-2. – С. 24-28.
2. Шидловський Н.С., Юрійчук Л.М., Шпак Д.Ю. Механічні дослідження різних способів з'єднання переломів вертлюгової ділянки стегнової кістки людини // Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут", Серія Машинобудування, – К: 2010, – № 59. – С. 271-276.