

Жорсткість засобів фіксації переломів нижньої щелепи людини

М. С. Шидловський¹, доц., к.т.н.,

А. В. Копчак², доц., к.м.н.;

М.М. Димань¹, студентка

1-НТУ України "Київський політехнічний інститут", м. Київ

2-Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ

Вступ. Переломи нижньої щелепи (НЩ) є одним з найпоширеніших травматичних ушкоджень кісток обличчя [1]. Їх лікування передбачає точне співставлення і надійне закріплення (остеосинтез) кісткових уламків на період необхідний для формування повноцінного кісткового зрощення. Системи для остеосинтезу мають ефективно протидіяти зовнішнім силам, що дестабілізують зону перелому і спричинюють вторинне зміщення уламків [2].

Нижня щелепа, що є єдиною рухливою кісткою лицевого черепа, в процесі функції зазнає значних навантажень, які можуть досягати 1500 Н. При змиканні зубів в різних положеннях в ній виникає складний напружено-деформований стан та ділянки локальної концентрації напружень. Суглобовий відросток, що дуже часто уражається при травмі, є однією з найбільш навантажених ділянок нижньої щелепи [1]. При цьому вид напружено-деформованого стану, величина і градієнти локальних (діючих) напружень в різних фазах жувального циклу суттєво змінюються. Це створює передумови для виникнення вторинного зміщення уламків, деформації пластин, розхитування і втрати шурупів після проведення остеосинтезу [2, 3, 4].

Численні системи фіксації, запропоновані для лікування переломів НЩ на ділянці суглобового відростку, не завжди забезпечують необхідну жорсткість і надійність [5]. Це зумовлює необхідність ретельного вивчення їх біомеханічних характеристик з метою визначення доцільності застосування того чи іншого типу фіксатора при різних типах перелому.

Мета роботи: для оптимізації зазначених засобів остеосинтезу в натурному експерименті вивчити деформаційні характеристики систем «фіксатор-кістка» при переломах НЩ на різних ділянках в залежності від типу фіксатора та його розташування.

Матеріали та методи. Типові переломи суглобового відростку нижньої щелепи було відтворено шляхом остеотомії 5 трупних щелеп людини.

Для фіксації уламків застосовували традиційні титанові мініпластини лінійної та L-подібної форми, виготовлені з титану марки ASTM F 67, DIN 17 850. Товщина пластин дорівнювала 1 мм, діаметр шурупів, які застосовували для їх фіксації, - 2 мм, довжина шурупів - 7 мм.

Пластини розташовували на ділянці заднього та переднього краю суглобового відростка, а також по середині його зовнішньої поверхні. Крім того досліджували комбінацію з 2 лінійних пластин, розташованих на

зовнішній поверхні гілки нижньої щелепи під кутом одна до одної (рис.1 та 2).

Препарати НЩ після проведення остеосинтезу навантажували в випробувальній машині TIRA-test (Німеччина), відтворюючи варіанти напружено-деформованого стану системи, що можуть виникати при жувальних навантаженнях: згин в різних площинах, зсув, крутіння та комбіноване деформування (рис. 3). Спосіб закріплення препарату у випробувальній машині визначалося типом деформації, що відтворювалась.

В процесі дослідження проводили зйомку препарату з реперними точками, нанесеними на його поверхню, та еталонним об'єктом з відомими розмірами. Переміщення реперних точок визначали на основі розрахунку масштабного коефіцієнту за еталонним об'єктом.

Оскільки на різних ділянках щілини перелому виникали різні за величиною і напрямком деформації, для визначення жорсткості системи фіксатор-кістка вимірювали найбільше переміщення між 2 реперними точками, і розраховували жорсткість, як відношення навантаження до цього переміщення.

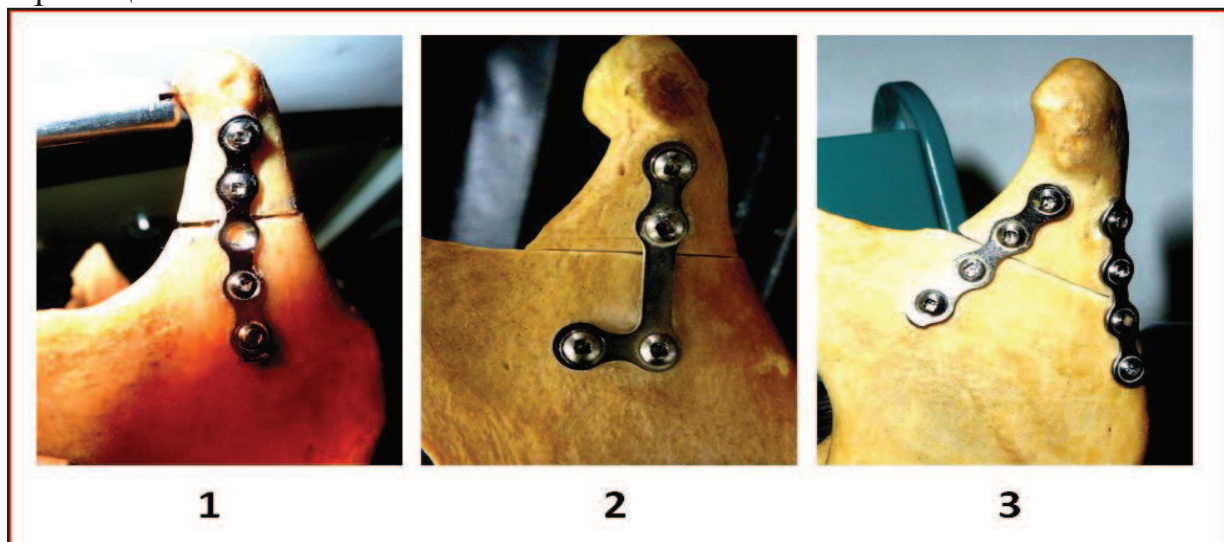


Рис. 1 – Способи фіксації переломів нижньої щелепи на ділянці суглобового відростка, відтворені в експерименті: 1) фіксація прямою пластиною; 2) фіксація L-подібною пластиною; 3) фіксація двома прямими пластинами



Рис. 2. Типи пластин та схеми закріплень, що використовували.



Рис. 3. Схема навантаження та вимірювання деформацій при випробуваннях систем фіксації переломів нижньої щелепи

Для стандартизації умов досліду було застосовано систему координат, прийняту в анатомічних та біомеханічних дослідженнях (рис. 4). В ході експерименту був відтворений згин у сагітальній площині YZ. Такий вид навантаження є домінуючим в цієї зони в умовах відкушування їжі при широко відкритому роті. Інші типи деформування, що були відтворені (згин у фронтальній площині XZ та зсув із компонентами згину в сагітальній площині YZ), відповідали функціональним умовам деформування щелепи під дією латерального крилоподібного м'язу.

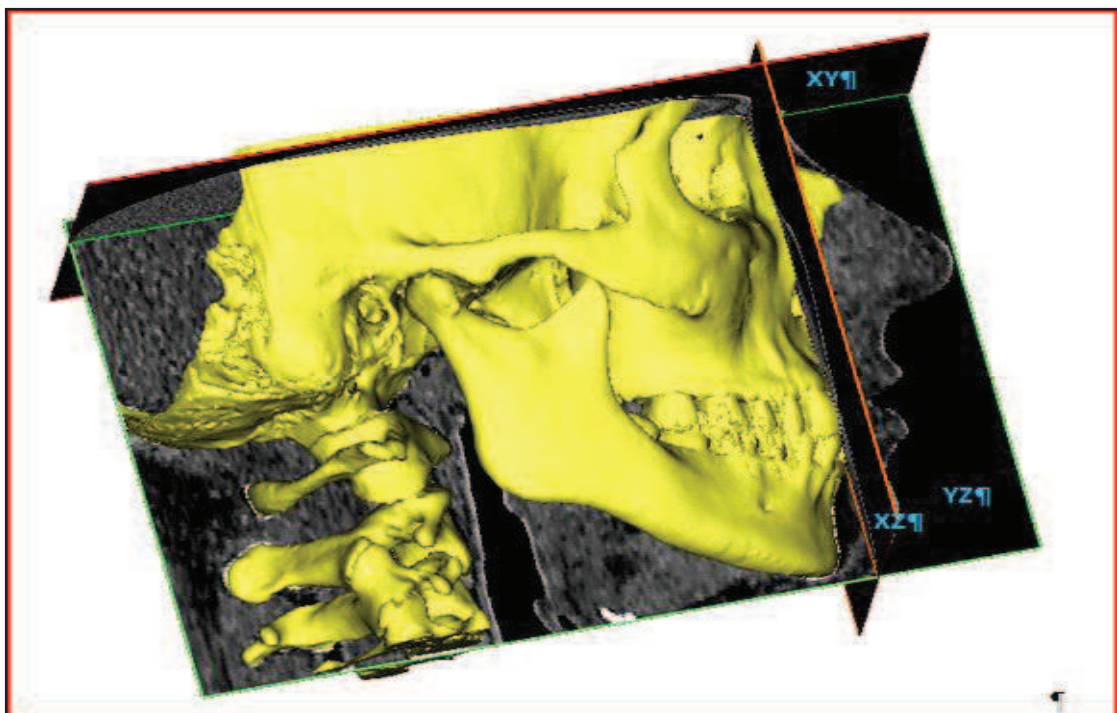


Рис. 4 – Система координат, що прийнята в біомеханічних дослідженнях:

YZ - сагітальна площина,
XZ - фронтальна площина,
XY - горизонтальна площина

Хоча ці типи деформацій повною мірою не відтворюють складні умови деформування суглобового паростку в процесі жування, вони дозволили здійснити порівняння різних способів фіксації, зрозуміти основні закономірності поведінки систем фіксатор-кістка та передбачити низку проблем, що можуть виникати при застосуванні того чи іншого способу фіксації.

Особливості закріплення і навантаження препарату у випробувальній машині визначалися типом деформації, що відтворювалась.

Щелепи жорстко закріплювали на рухомому столі машини гвинтовими затискачами, що кріпились на ділянці її підборіддя чи тіла. Навантаження прикладали на ділянці суглобової головки чи шийки суглобового паростку НЩ через жорсткий сталевий стрижень, з'єднаний з динамометром дослідної машини, шляхом вертикального переміщення рухомого стола дослідної машини. Діапазон навантаження становив від 0 до 50 Н. У випадках, коли жорсткість системи виявлялась недостатньою, величину навантажень зменшували для уникнення повного руйнування зразка.

Для реєстрації взаємного переміщення уламків застосовували цифрову фотокамеру Panasonic DMC-TZ7 в режимі макрозйомки, встановлену на жорстко закріпленому штативі. В процесі дослідження проводили зйомку препарату з реперними точками, нанесеними на його поверхню, та еталонним об'єктом з відомими розмірами. Зображення обробляли в програмному середовищі Adobe Photoshop CS3, переміщення в міліметрах визначали на основі розрахунку масштабного коефіцієнту за еталонним об'єктом. Цей метод детально описаний в [6 - 9].

Оскільки на різних ділянках щілини перелому виникали різні за величиною і напрямком деформації, для визначення жорсткості системи фіксатор-кістка вимірювали найбільше переміщення одного уламка відносно іншого і розраховували жорсткість, як відношення навантаження до цього переміщення.

Результати випробувань. Встановлено, що жорсткість системи фіксатор-кістка суттєво відрізнялась в різних напрямках і при різних типах деформування. При згині в площині XZ зона переважного стиску знаходилася на ділянці заднього краю щелепи, натомість вздовж переднього краю виникало розходження фіксатора вздовж заднього краю (зона переважного стиску) або на ділянці нейтральної лінії (бокова поверхня щелепи) жорсткість системи виявлялась низькою. Виникали значні деформації, а розходження уламків сягало кількох міліметрів при незначних зусиллях (рис.3).

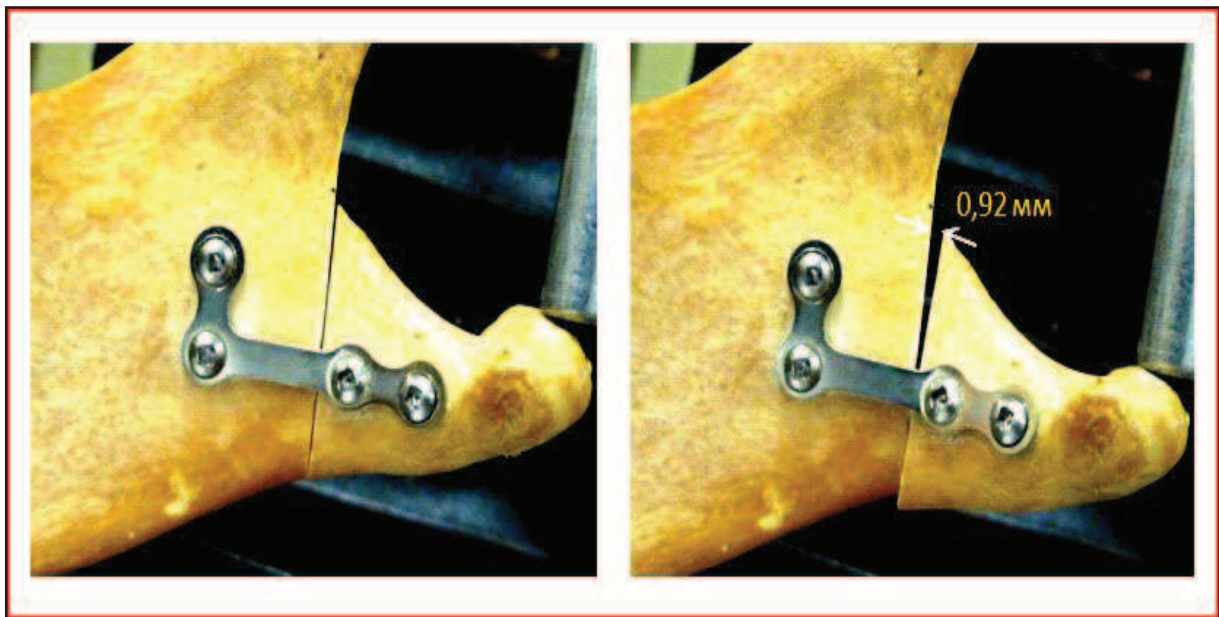


Рис. 5 – Деформація системи фіксатор-кістка в умовах сагітального згину із зусиллям 25 Н.

Для діаграм деформування (рис. 6 та 7) були притаманні ознаки нелінійності, зумовлені головним чином виникненням незворотних деформацій та руйнуванням кістки на ділянці розташування шурупів, а також пластичною деформацією фіксатора. Підтвердженням цьому була досить значна залишкова деформація, яку відзначали після розвантаження системи.

При великих деформаціях в площині відтвореного перелому відзначали появу крутильного моменту і зсувів, що зменшували площу контакту кісткових уламків в зоні стиску. Особливо виразним це явище виявлялося при відтворенні косих переломів.

Найбільшу жорсткість (біля 250 Н/мм) виявляла система фіксації з використанням 2 пластин, одна з яких працює на розтяг, інша – на стиск. Деформація системи в цьому випадку розвивалась за лінійним законом, а залишкові деформації виявлялися нехтовно-малими.

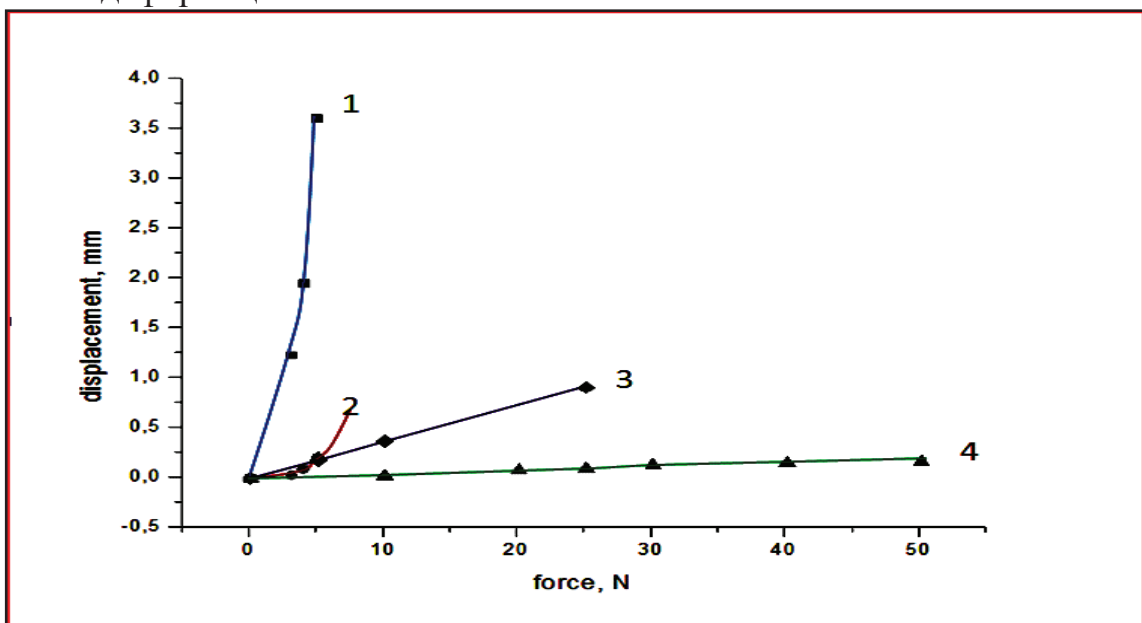


Рис. 6 – Діаграми деформування систем фіксатор-кістка при сагітальному згині: 1) фіксація лінійною пластиною на ділянці заднього краю щелепи; 2) фіксація лінійною пластиною по середині зовнішньої поверхні гілки щелепи; 3) фіксація L-подібною пластиною; 4) фіксація двома прямими пластинами

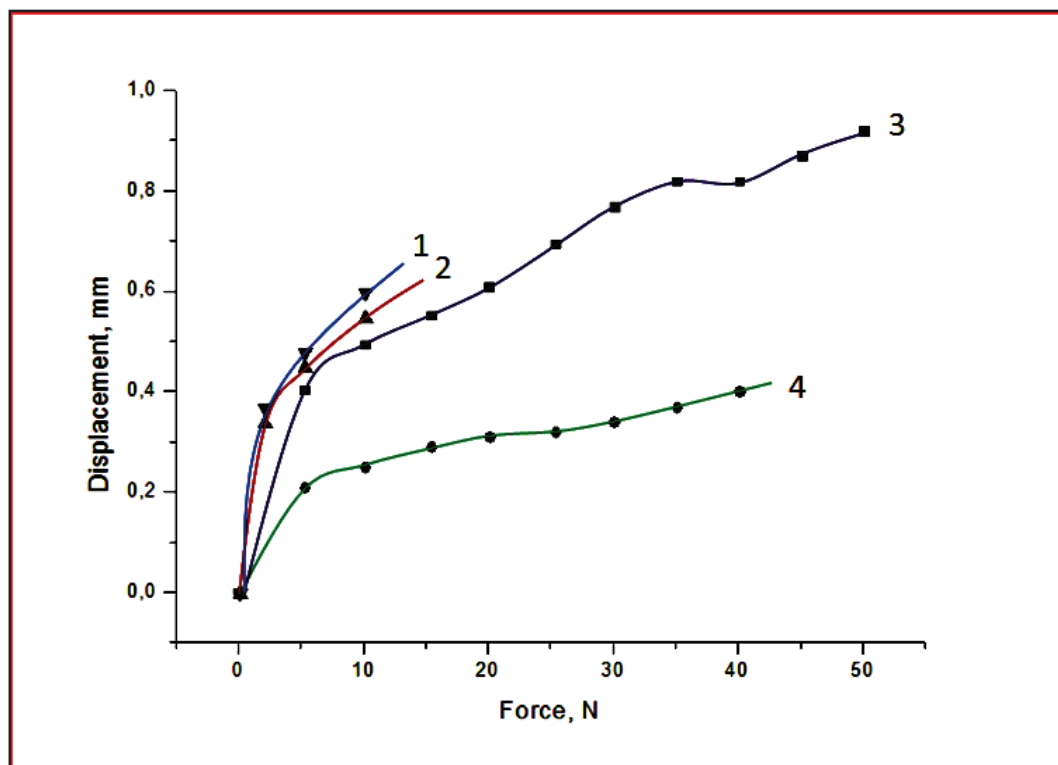


Рис. 7 – Діаграми деформування систем фіксатор-кістка при сагітальному згині. Фіксація лінійною пластиною на ділянці заднього краю щелепи Фіксація лінійною пластиною по середині зовнішньої поверхні гілки щелепи Фіксація L-подібною пластиною. 4. Фіксація 2 прямими пластинами.

При відтворенні зсуву у фронтальній площині розбіжності в жорсткості лінійних та L-подібних пластин виявлялися незначними (жорсткість сягала 100 і більше Н/мм), а при застосуванні 2 пластин зростала дуже суттєво (до 1250 Н/мм). Із збільшенням навантаження розрахункова жорсткість системи зменшувалась, а в кістковій тканині розвивались пластичні та в'язко-пружні деформації.

Здатність пластин протидіяти згину у фронтальній площині виявлялася дещо меншою порівняно із сагітальним згином і зсувом (за виключенням пластини фіксованої вздовж заднього краю). Натомість розбіжності у величині жорсткості різних систем фіксації виявлялися меншими.

В усіх випадках відзначали нелінійність діаграм деформування, що однак мала принципово інший характер. На початковій стадії деформування навантаження сприймалось виключно фіксатором і передавалось на кістку в ділянці фіксуючих шурупів.

При збільшенні навантаження і подальшому деформуванні системи виникав контакт між уламками на внутрішній поверхні гілки щелепи. Кістка

починала безпосередньо сприймати навантаження, в наслідок чого жорсткість системи зростала. Найбільшу жорсткість (до 100 Н/мм), як і в попередніх випадках демонструвала система фіксації основана на поєднаному застосуванні 2 накісних пластин.

Аналіз отриманих даних. Як свідчать результати проведеного дослідження, інтегральна жорсткість систем фіксатор-кістка визначалася не лише типом фіксатора, але й його розташуванням, типом перелому, що відтворювали та механічними властивостями кісткової тканини.

Навіть при відтворенні відносно простих стандартних умов деформування в більшості випадків відзначали складну нелінійну залежність між навантаженням і величиною взаємного зміщення уламків. Останнє було пов'язано, як із складною механічною поведінкою кісткової тканини навколо елементів фіксації (пластичні, в'язко-пружні деформації, руйнування структурних елементів кістки, тощо), так і з особливостями перерозподілу навантажень між фіксатором і кісткою, що знаходиться в зонах переважного стиску.

Встановлено, що залежно від розташування та конструкційних особливостей фіксатора жорсткість всієї системи може відрізнитися в кілька разів. Причому здатність фіксатора протидіяти різним типам деформацій виявляється різною. Тому, при обранні методу остеосинтезу хірург завжди повинен брати до уваги особливості функціонального навантаження ураженої НЩ в післяопераційному періоді.

З клінічної точки зору необхідна жорсткість фіксації є необхідною передумовою для формування повноцінного кісткового зрощення. Значні зміщення уламків один відносно одного при циклічних функціональних навантаженнях унеможливають формування кісткової тканини в щіліні перелому і сприяють формуванню несправжнього суглоба.

За нашими даними застосування лінійних та L-подібних пластин не може в більшості випадків забезпечити необхідної жорсткості системи в умовах звичайних жувальних навантажень. Їх застосування вимагає певних функціональних обмежень, або знерухомлення НЩ на період консолидації уламків. Натомість при застосуванні 2-х пластин, одна з яких розташована вздовж заднього краю щелепи, а інша вздовж переднього під кутом одна до одної забезпечує необхідну жорсткість при всіх видах деформацій, втім така методика є більш травматичною для пацієнта і спричиняє низку негативних біологічних ефектів.

Висновки.

1. Жорсткість систем фіксатор-кістка залежить від характеристик фіксатора, його розташування, типу перелому і механічних властивостей кісткової тканини та умов навантаження, що необхідно враховувати при проведенні остеосинтезу НЩ на ділянці суглобового відростку.

2. Найбільшу жорсткість в різних режимах деформування виявляла систем із застосуванням двох лінійних пластин, розташованих на ділянці переднього і заднього краю суглобового паростку. Ця система за своїми біомеханічними характеристиками є найбільш доцільною для фіксації

переломів при застосуванні режимів раннього функціонального навантаження.

Отже вибір оптимального способу фіксації потребує урахування багатьох чинників. З цієї точки зору, проведені нами дослідження дозволяють клініцисту отримати об'єктивну інформацію про основні закономірності механічної поведінки системи фіксатор - кістка та надати порівняльну оцінку різним типам фіксаторів на основі точних і відтворюваних критеріїв.

Література:

1. Швырков М.Б., Афанасьев В.В., Стародубцев В.С. Неогнестрельные переломы челюстей. – М.: Медицина, 1999. – 336 с.
2. Матрос-Таранец И. Н. Биомеханические исследования в экспериментальной стоматологии. – Донецк, 1998. – 122 с.
3. Семенников В.И., Туманюк А.Н. Метод механико-математического исследования усилий и напряжений в нижней челюсти при физиологической нагрузке // Стоматология. – 1983. – №3. – С.23-25.
4. Чуйко А. Н. Особенности биомеханики в стоматологии / Чуйко А.Н., Вовк В.Е. – Харків.: Прапор, 2006. – 304 с.
5. Maxillo-facial trauma and esthetic facial reconstruction / edited by P.W. Booth, V.L. Eppley, R. Schmelzeisen. – Churchill Livingstone, 2003. – 662 p.
6. Шидловський М.С., Маланчук В.О., Копчак А.В. Натурне дослідження міцності та структури кісткового зрощування переломів нижніх щелеп // Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут", Серія Машинобудування, – К: 2008, – № 54. – С. 63-71.
7. Шидловский Н.С. О методах исследования систем остеосинтеза конечностей человека // Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут", Серія Машинобудування, – К: 2010, – № 58. – С. 195-203.
8. Шидловский Н.С. Методы исследования деформационной надежности систем остеосинтеза конечностей человека // Біомедична інженерія, – К: 2011, – № 1. – С. 24-31.
9. Патент на корисну модель № 68177 «Спосіб вимірювання зміщень уламків кісток людини в експерименті» // Шидловський М.С., Радомський О.А., Літун Ю.М., Аксютін А.Г. Зареєстровано 12.03.2012 р., Бюл. № 5, 2012.

Розподілена паралельна обробка даних

*Шлома Антон Ростиславович,
аспірант, кафедра математичної інформатики факультету кібернетики
КНУ імені Тараса Шевченка*

Розподілені обчислення - це спосіб вирішення трудомістких обчислювальних задач, які частіш за все об'єднані у паралельну обчислювальну систему. Розподілені обчислення застосовуються також у розподілених системах управління [1].

Послідовні обчислення у розподілених системах виконуються з урахуванням одночасного розв'язку багатьох задач. Головна особливість такої системи - можливість нарощування продуктивності шляхом додавання до неї нових комп'ютерів для опрацювання задач. Кожна окрема обчислювальна машина у розподіленій системі зветься "нодом" (англ. node - вузол).

Перші напрацювання у даному напрямку можна віднести до 70-х років минулого століття. Так у 1973 році Д. Шох та Д. Хапп, які працювали у каліфорнійському науково-дослідному центрі Херох PARC створили програму, яка щочоці завантажувалась у локальну мережу та змушувала працюючі комп'ютери виконувати обчислення. У 1978 році радянський математик В. Глушков працював над проблемою макроконверсних розподілених обчислень. Він запропонував ряд принципів розподілу роботи між процесорами. На базі цих принципів ним була розроблена EOM ЄС-2701 [2].

На початку 2002 року завершилася розробка Каліфорнійським Університетом в Берклі відкритої платформи BOINC (Berkeley Open Infrastructure for Network Computing), яка розроблялась з квітня 2000 року спочатку для SETI@Home, але першим на платформі BOINC став проект Predictor@home, запущений 9 червня 2004.

Проблема розподілу різних обчислювальних завдань в рамках розподіленої системи відноситься до проблеми прийняття рішень в умовах невизначеності. Дана проблема розглядається в теорії прийняття рішень і в теорії невизначеності.

Розподілена ОС, динамічно і автоматично розподіляючи роботу системи для обробки задач, змушує набір мережевих машин обробляти інформацію паралельно. Користувач розподіленої ОС, взагалі кажучи, не має відомостей про те, на якій машині виконується його робота. [1]

Розподілена ОС існує як єдина операційна система в масштабах обчислювальної системи. Кожен комп'ютер мережі, що працює під управлінням розподіленої ОС, виконує частину функцій цієї глобальної ОС. Розподілена ОС об'єднує всі комп'ютери мережі в тому сенсі, що вони працюють в тісній кооперації один з одним для ефективного використання всіх ресурсів комп'ютерної мережі.