



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **59410** (13) **U**  
(51) МПК  
**G01N 3/40 (2006.01)**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ**ОПИС  
ДО ПАТЕНТУ  
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ**видається під  
відповідальність  
власника  
патенту**(54) СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ МОДУЛЯ ПРУЖНОСТІ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ НИЖНЬОЇ ЩЕЛЕПИ**

1

2

(21) u201014002

(22) 24.11.2010

(24) 10.05.2011

(46) 10.05.2011, Бюл.№ 9, 2011 р.

(72) МАЛАНЧУК ВЛАДИСЛАВ ОЛЕКСАНДРОВИЧ,  
КОПЧАК АНДРІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ, ШИДЛОВ-  
СЬКИЙ МИКОЛА СЕРГІЙОВИЧ(73) НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ІМ. О.О. БОГОМОЛЬЦЯ(57) Спосіб визначення модуля пружності кісткової  
тканини нижньої щелепи, що включає проведення  
комп'ютерної томографії, вимірювання її рентгено-логічної щільності на ділянці, що досліджується, в  
одинацях Хаунсфілда та розрахунок модуля пруж-  
ності, який **відрізняється** тим, що для розрахунку  
використовують формулу:

$$E = 6 \times HU - 782,$$

де E - модуль пружності в напрямку максимальної  
жорсткості, виражений в мегапаскалях,HU - рентгенологічна щільність кісткової тканини  
на ділянці, що досліджується, виражена в одини-  
цях Хаунсфілда,6 та 782 - коефіцієнти, отримані в ході регресійно-  
го аналізу.

Корисна модель, що заявляється, відноситься до біомеханіки, хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії і призначена для неінвазивного визначення жорсткості кісткової тканини у пацієнтів перед проведенням хірургічних втручань на нижній щелепі, зокрема при імплантації штучних конструкцій.

Модуль пружності кісткової тканини є однією з найбільш важливих механічних констант, яка визначає її жорсткість. Його точне визначення необхідне для побудови сучасних механіко-математичних моделей кісток людини, вивчення взаємодії кістки із штучними імплантатами, фіксуєчими пристроями, різноманітними лікувальними апаратами. Відомо, що кісткова тканина людини є неоднорідною і складається з кортикального, губчастого шару і перехідних зон, що мають різну жорсткість. Крім того, значення модуля пружності може суттєво (на порядок і більше) змінюватись в залежності від віку, статі, структурно-функціонального стану кісткової тканини, наявності локальних і системних патологічних процесів. Традиційні методи визначення модуля пружності шляхом навантаження стандартних однорідних зразків, що використовують в механіці твердого деформованого тіла, не можуть бути застосовані в клінічній практиці при плануванні оперативного втручання.

Відомо, що жорсткість кісткової тканини залежить від її густини і мінеральної насиченості. Остання визначає рентгенологічну щільність кістки при проведенні традиційної рентгенографії чи

комп'ютерної томографії. В зв'язку з цим запропоновано низку неінвазивних способів визначення модуля пружності кісткової тканини на основі емпірично отриманих регресійних залежностей, що пов'язують модуль пружності із густиною та рентгенологічною щільністю.

Так, відомий спосіб визначення модуля пружності губчастого шару великої гомілкової кістки, що передбачає проведення комп'ютерної томографії, визначення рентгенологічної щільності кісткової тканини в одиницях Хаунсфілда та розрахунок модуля пружності за емпіричною формулою:

$$E = 1,94 \times HU + 75,1$$

де E - модуль пружності в напрямку максима-  
льної жорсткості виражений в мегапаскалях,HU - рентгенологічна щільність кісткової тка-  
нини на ділянці, що досліджується, виражена в  
одинацях Хаунсфілда. [1].

Недоліком цього способу є те, що він може бу-  
ти використаний лише для визначення модуля  
пружності губчастої кістки. При дослідженні корти-  
кального шару, перехідних зон або ділянок, ура-  
жених патологічними процесами, що мають іншу  
рентгенологічну щільність, виникають значні похи-  
бки. Крім того, спосіб є ненадійним при визначенні  
модуля пружності кісткової тканини нижньої щеле-  
пи, що має певні структурні відмінності від довгих  
трубчастих кісток, які позначаються на її механіч-  
них властивостях.

Цей спосіб є найбільш близьким до корисної  
моделі по технічній суті та ефекту, що досягаєть-  
ся.

(13) **U**  
(11) **59410**  
(19) **UA**

В основу корисної моделі поставлена задача підвищення точності непрямого визначення модуля пружності різних типів кісткової тканини нижньої щелепи шляхом використання регресійних залежностей, що з більшою точністю відображають зв'язок модуля пружності кісткової тканини нижньої щелепи із її рентгенологічною щільністю.

Технічний результат, що досягається, буде полягати у визначенні модуля пружності кісткової тканини на різних ділянках нижньої щелепи із точністю, необхідною для планування хірургічних втручань та побудови математичних моделей напружено-деформованого стану нижньої щелепи.

Поставлена задача вирішується тим, що у відомому способі визначення модуля пружності кісткової тканини, що включає, проведення комп'ютерної томографії, вимірювання її рентгенологічної щільності на ділянці, що досліджується, в одиницях Хаунсфілда та розрахунок модуля пружності, згідно корисній моделі, для розрахунку використовують формулу:

$$E=6 \cdot HU-782$$

де  $E$  - модуль пружності в напрямку максимальної жорсткості виражений в мегапаскалях,

$HU$  - рентгенологічна щільність кісткової тканини на ділянці, що досліджується, виражена в одиницях Хаунсфілда.

6 та 782 - коефіцієнт отриманий в ході регресійного аналізу

Відмінною особливістю способу, що заявляється, є те, що для визначення модуля пружності застосовано регресійну залежність, отриману при дослідженні біопсійного матеріалу фрагментів нижньої щелепи на основі співставлення результатів прямих вимірів з величиною рентгенологічної щільності кісткової тканини. Отримані регресійні коефіцієнти характеризуються високою статистичною вірогідністю ( $r=0,74$ ,  $p<0,05$ ), що забезпечує необхідну точність способу. Спосіб може бути застосований для визначення модулю пружності різних типів кісткової тканини в тому числі патологічно зміненої.

За відомими літературними даними такий спосіб визначення модулю пружності кісткової тканини невідомий.

Суть способу полягає в тому, що визначення модуля пружності проводять на основі емпірично визначених залежностей між рентгенологічною щільністю кісткової тканини, яку визначають при проведенні комп'ютерної томографії та виражають в одиницях Хаунсфілда, та її жорсткості. Це забезпечує можливість неінвазивної оцінки величини модуля пружності кісткової тканини на різних ділянках нижньої щелепи з урахуванням індивідуальних та топографічних відмінностей. При цьому необхідна точність визначення модуля пружності забезпечується високою вірогідністю коефіцієнтів регресійного рівняння. Спосіб здійснюють наступним чином:

Пацієнту перед проведенням оперативного втручання проводять спіральну комп'ютерну томографію. За допомогою стандартного програмного забезпечення для аналізу томографічних досліджень на ділянці оперативного втручання визначають рентгенологічну щільність кісткової тканини,

яку виражають в одиницях Хаунсфілда. В разі, якщо ділянка нижньої щелепи, що досліджується є неоднорідною за рентгенологічною щільністю, то розрахунок для кожної умовно однорідної зони проводять окремо. За отриманою величиною рентгенологічної щільності розраховують величину модуля пружності за формулою:

$$E=6 \cdot HU-782,$$

де  $E$  - модуль пружності в напрямку максимальної жорсткості виражений в мегапаскалях,

$HU$  - рентгенологічна щільність кісткової тканини на ділянці, що досліджується, виражена в одиницях Хаунсфілда.

Отримане значення модуля пружності враховують при плануванні оперативного втручання або використовують для створення індивідуальних імітаційних моделей напружено-деформованого стану нижньої щелепи.

Перевагами запропонованого способу є можливість неінвазивного визначення модулю пружності окремих типів кісткової тканини нижньої щелепи із точністю достатньою для планування операційних втручань та створення імітаційних моделей. Це досягають за рахунок застосування емпірично отриманої регресійної залежності між величиною модуля пружності, визначеної шляхом прямих вимірів на фрагментах кісткової тканини, видалених прижиттєво у пацієнтів, яким було виконано операції на нижній щелепі, та рентгенологічною щільністю кістки. Ця регресійна залежність має високий рівень статистичної вірогідності  $r=0,74$ ,  $p<0,05$ .

Спосіб успішно апробовано на кафедрі хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії у 30 пацієнтів з захворюваннями нижньої щелепи. У пацієнтів перед оперативним втручанням за даними комп'ютерної томографії визначали значення модуля пружності кісткової тканини на різних ділянках щелепи згідно запропонованого способу. В ході операції видаляли фрагменти кісткової тканини і визначали модуль їх пружності в напрямку максимальної жорсткості методом компресійного навантаження. Розрахункове значення модуля пружності порівнювали з результатом прямого експерименту. Встановлено, що величина модуля пружності, визначена в прямому експерименті коливалась в межах від 59 до 15500 МПа, а рентгенологічна щільність кісткової тканини від 153 до 2154 одиниць Хаунсфілда. Визначені за допомогою запропонованого способу значення модулю пружності коливались в межах 136-12150 МПа. Максимальне відхилення розрахункового значення модуля пружності від експериментально отриманої величини становило 3500 МПа, мінімальне - 77 МПа. Така точність визначення величини модуля пружності є достатньою і перевищує точність прототипу.

Приклад конкретного використання. Спосіб було використано для визначення модуля пружності різних типів кісткової тканини нижньої щелепи пацієнта Т., з постостеомієлітичним дефектом нижньої щелепи. Перед проведенням хірургічного реконструктивно-відновного втручання по заміщенню дефекту хворому було проведено комп'ютерну томографію лицевого черепу і створено вір-

туальну тривимірну модель нижньої щелепи. Кісткову тканину було розділено на основі її рентгенологічної щільності на 7 типів. (2 типи за щільністю відповідали губчастій кістці, 5 - кортикальній). Середні значення рентгенологічної щільності становили відповідно 160, 470, 775, 1080, 1390, 1700 та 2000 одиниць Хансфільда. На основі отриманих даних згідно розробленого способу було розраховано модуль пружності для кожного з типів кісткової тканини. Він склав відповідно 178 МПа, 2038 МПа, 3870 МПа, 6000 МПа, 7560 МПа, 9420 МПа, 11128 МПа. Отримані значення модуля пружності було використано при створенні індивідуальної

імітаційної моделі напружено-деформованого стану нижньої щелепи, на основі якої було проведено планування оперативного втручання і визначено режим функціонального навантаження в післяопераційному періоді.

Література:

1. Hvid I., Bentzen S., Linde F., Mosekilde L., Pongsoipetch B. X-Ray Quantitative Computed Tomography: The Relations to Physical Properties of Proximal Tibial Trabecular Bone Specimens // Journal of Biomechanics, 1989. - Vol. 22, No. 8/9. - P. 837-844.