



УКРАЇНА

(19) UA (11) 55932 (13) U
(51) МПК (2009)
A61B 8/00МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ПАТЕНТУ
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СПОСІБ ОЦІНКИ КІСТКОВОЇ МАСИ ЗА ЇЇ СОМАТОМЕТРИЧНИМ ГРАДІЄНТОМ

1

2

(21) u201008695

(22) 12.07.2010

(24) 27.12.2010

(46) 27.12.2010, Бюл. № 24, 2010 р.

(72) ГРИГОРОВ СЕРГІЙ МИКОЛАЙОВИЧ, ФРОЛОВА ТЕТЯНА ВОЛОДИМИРІВНА, ШКЛЯР АНТОН СЕРГІЙОВИЧ, БАРЧАН ГАННА СЕРГІЇВНА, ШКЛЯР СЕРГІЙ ПЕТРОВИЧ

(73) ХАРКІВСЬКА МЕДИЧНА АКАДЕМІЯ ПІСЛЯ-ДИПЛОМНОЇ ОСВІТИ

(57) Спосіб оцінки кісткової маси за її соматометричним градієнтом, що включає вимір швидкості поширення ультразвуку через кістку та його широкосмугового ослаблення кісткою, який відрізня-

ється тим, що додатково вимірюють зріст стоячи (ЗР, дм) та масу тіла (МТ, кг) людини, а оцінку кісткової маси виконують з використанням соматометричного градієнта кісткової маси (G), який розраховують за формулою $G = IM_{KT} : MT : 3P^2$, де індекс міцності кісткової тканини розраховується за формулою $IM_{KT} = 100 - ШПУ / ШОУ$, ШПУ - швидкість поширення ультразвуку через кістку (м/с), ШОУ - показник широкосмугового ослаблення ультразвуку кісткою (дБ/МГц); і коли соматометричний градієнт кісткової маси конкретного пацієнта знаходиться у межах $(G \pm \delta)$ од. для відповідної віко-статевої групи, кісткову масу оцінюють як нормальну і навпаки.

Корисна модель відноситься до медицини та може застосовуватися у клінічних і популяційних технологіях для врахування індивідуальних особливостей постнатального та репаративного остеогенезу.

Кісткова маса (КМ) людини - найбільш інтегральний показник активності кісткоутворення на етапах постнатального та репаративного остеогенезу. Як відомо, остеогенез починається у антенатальному періоді, продовжується до 25-30 років, а вікові зміни скелету найбільш помітні у перші два роки постнатального онтогенезу (Калашикова Е.В., Зайдман А.М., Арсенович Т.И. Ювенильний остеопороз: новый взгляд на природу заболевания и перспективы исследований / Ортопедия, травматология и протезирование. - 2000. - №2. - С.112). Зменшення та збільшення кісткової маси може бути транзиторним або стійким, що визначається станом метаболічних процесів у відповідному періоді онтогенезу, адекватністю аліментарного забезпечення нутрієнтного гомеостазу, режимом рухової активності, станом соматичного здоров'я людини (Фролова Т.В. Структурно-функціональний стан кісткової тканини та фізичний розвиток хлопчиків Харківського регіону: клініко-популяційний аналіз // Патологія, 2006. - Т.3. - №1. - С.47-50).

Врахування факторів, які сприяють формуванню зниженої кісткової маси, потребує інтегрального підходу, оскільки немає таких фізіологічних і

патологічних процесів, перебіг яких не міг би позначитися на динаміці метаболізму, а надалі - й на мікро- і макроархітектоніці кістки (Щеплягина Л.А., Моисеева Т.Ю. Снижение минеральной плотности кости у детей: взгляд педиатра // Лечащий врач. - 2002. - №9. - с.26-30; Фролова Т.В., Ольховський В.А., Шкляр С.П. Вивчення структурно-функціонального стану кісткової тканини з урахуванням екологічних та демографічних особливостей: принципи, методологія, поширення остеопенії // Патологія. - 2006. - Т.3. - №1. - С.39-43).

Для визначення мінеральної щільності кісток та для опосередкованої оцінки КМ застосовується одно та двох біоенергетична рентгенівська абсорбціометрія (DEXA/DXA), рентгенографія, кількісне ультразвукове дослідження (ультразвукова кісткова денситометрія), фотонна абсорбціометрія, кількісна комп'ютерна томографія (QCT) (Пат. №49707 А, UA, Пат. 6249692 США). Рентгенографія застосовується для оцінки структурно-функціонального стану кісткового метаболізму та передбачає традиційний візуальний аналіз рентгенограм, у першу чергу трабекулярних кісток, в яких процеси ремоделювання характеризуються найбільш активним перебігом: грудний та поперековий відділ хребта, кісток тазу та проксимальні відділи стегнових кісток, черепа та кистей рук (Пат. №49707 А, UA). Проте рентгенографію можна віднести до методів опосередкованої якісної оцінки КМ, оскільки рент-

(19) UA (11) 55932 (13) U

генологічні ознаки її дефіциту з'являються лише на тлі (20,0±30,0) % втрати КМ. Окрім цього, цей метод за показниками специфічності та чутливості значно поступається сучасним методам остеоденситометрії (Чечурин Р.Е., Рубин М.П. Лучевые методы диагностики системного остеопороза / Мед. радиология и радиац. Безопасность. - 2001. - Т.46, №4. С.75-81).

Фотонні і рентгенівські денситометри підрозділяються на моно- і двоохроматичні. Монохроматичні дають можливість досліджувати лише кортикальну тканину кістки, тоді як двоохроматичні - кортикальну і трабекулярну її компоненти, що дозволяє визначати мінеральну щільність кісток периферичного і осьового скелету, після чого за спеціальною формулою перерахувати вірогідну КМ у конкретного пацієнта (Сміян С.І., Жулкевич І.В., Масик О.М., Гаврилюк М.Є., Бабінець Л.С. Нові підходи до оцінки структурно-функціональних характеристик кісткової тканини за даними лонгітудинальної кісткової денситометрії // Шпитальна хірургія. - 2000. - №1. - С.134-136).

Метод фотонної абсорбціометри базується на реєстрації детектором пропущених з контрольованого радіоізотопного джерела через кістку фотонів. Низька енергія фотонів сприяє максимальному контрасту між кісткою і м'якими тканинами, проте послаблення фотонного пучка м'якими тканинами не дозволяє застосовувати цей метод для осьового скелету (Дедух Н.В., Шевченко Н.С., Шевченко С.Д., Ермак Т.А., Спиріютина Т.В. Состояние костной ткани у детей и подростков по данным однофотонной денситометрии // Ортопедия, травматология и протезирование. - 1999. - №1. - С.13-16).

Метод двофотонної абсорбціометри базується на застосуванні двох дискретних фотонних джерел опромінення, що дозволяє додатково визначати товщину м'яких тканин і мінеральну щільність на шляху пучка; метод дозволяє вимірювати вміст мінералів у будь-якій ділянці скелету. Однак, методи фотонної абсорбціометри застосовується рідко, оскільки мають джерело радіоактивного випромінювання догляд та технічна експлуатація якого надскладна (Пат. №2159577, RU), а оцінка КМ - утруднена за рахунок значних індивідуальних коливань показників стану КМ.

Кількісна комп'ютерна томографія дозволяє просторово розподілити кортикальну та трабекулярну компоненти кістки, а також використовувати об'ємні, а не лінійні характеристики і показники. Окрім того, при комп'ютерній томографії виключається проєкційне накладення кісткових структур і навколишніх тканин, що підвищує точність вимірювання кісткової маси. Проте, цей метод є досить вартісним і характеризується відносно великим променевим навантаженням, що значно обмежує його застосування у клінічній практиці, насамперед серед дітей та осіб молодого віку (Митник З.М. Можливості комп'ютерної томографії в діагностиці остеопорозу // Український медичний альманах. - 2001. - №2. - С.53-55).

Перелічені методи не знайшли широкого застосування для оцінки КМ у зв'язку з технічною складністю та високою вартістю процедури інструментальних досліджень та подальших розрахунків

(Рассохин Б.М., Зубовский Г.А., Сергеев И.Е., Пуртова Г.С. Остеопенический синдром у детей и подростков, больных сколиозом // Украинский медицинский альманах. - 2000. - Т.3, №4. - С.71-75). Ці методи не ефективні у роботі практикуючого лікаря з ряду причин: висока вартість, значна доза опромінення, великий діапазон коливання даних та відсутність їх стандартизації у різних онтогенетичних та клінічних групах пацієнтів (Рубин М.П., Чечурин Р.Е., Зубова О.М. Остеопороз: диагностика, современные подходы к лечению, профилактике // Тер. архив. - 2002. - №1. - С.32-37).

Відомий спосіб оцінки кісткової маси базується на кількісній ультразвуковій кістковій денситометрії та включає вимір міцності кісткової тканини (МКТ) за швидкістю поширення через неї ультразвуку. При цьому для розрахунку індексу міцності кісткової тканини використовуються результати прямих вимірів, що відображають еластичність, жорсткість і щільність кістки (Фролова Т.В., Корж М.О., Шкляр С.П. Оцінка структурно-функціонального стану кісткової тканини дітей шкільного віку та підлітків за результатами ультразвукової денситометрії // Методичні рекомендації. - Київ: МОЗ та АМН України, 2006. - 20с). Однак, застосування способу передбачає оцінку розрахованого показника кісткової маси без урахування маси тіла та зросту пацієнта, що зменшує точність оцінки та не враховує особливості онтогенетичного та репаративного остеогенезу.

Вищезгаданий спосіб є найбільш близьким по технічній суті та результату, який може бути досягнуто, тому його обрано за прототип.

В основу корисної моделі покладено задачу удосконалення способу оцінки кісткової маси, в якому за рахунок додаткового дослідження, досягається підвищення точності оцінки кісткової маси шляхом визначенні міцності кісткової тканини на стандартизовану масу тіла людини.

Поставлена задача вирішується у відомому способі оцінки кісткової маси, який включає вимір швидкості поширення ультразвуку через кістку та його широкосмугового ослаблення кісткою, згідно з корисною моделлю, додатково вимірюють зріст стоячи (ЗР, дм) та масу тіла (МТ, кг) людини, а оцінку кісткової маси виконують з використанням соматометричного градієнта кісткової маси (G), який розраховують за формулою $G = IM_{KT} : MТ : ЗР^2$, де індекс міцності кісткової тканини, що розраховується за формулою $IM_{KT} = 100 \cdot ШПУ / ШОУ$, ШПУ - швидкість поширення ультразвуку через кістку (м/с), ШОУ - показник широкосмугового ослаблення ультразвуку кісткою (дБ/МГц); і коли соматометричний градієнт кісткової маси конкретного пацієнта знаходиться у межах $(G \pm \delta)$ од. для відповідної віко-статевої групи, кісткову масу оцінюють як нормальну, і навпаки.

Підвищення точності оцінки кісткової маси людини досягають тим, що комплексно враховують зросто-вагові показники людини, які впливають на кісткову масу. Останнє відіграє вирішальну роль у підвищенні точності оцінки кісткової маси, оскільки виключається вплив генеалогічних чи аліментарних факторів та аномалій тілобудови (соматотипу) людини. Тобто, застосування корисної моделі,

спроможне стандартизовано враховувати зростаючі особливості пацієнтів при оцінці їх кісткової маси.

Спосіб виконують наступним чином: безпосередньо у натуральних умовах виконують виміри зросту стоячи (З, у дм) та масу тіла (МТ, у кілограмах) людини, а також з використанням одного із відомих ультразвукових денситометрів проводять виміри показників швидкості поширення ультразвуку через кістку (ШПУ) і ослаблення ультразвуку кісткою (ШОУ). Після виконання перелічених вимірів, розраховують індекс міцності кістки (ІМК) як співвідношення між ШПУ і ШОУ та визначають соматометричний градієнт кісткової маси (G) за формулою $G = \text{ІМК} \cdot \text{МТ} : 3P^2$. При цьому, отриманий показник порівнюють з регіональним референтним віко-статевим показником соматометричного градієнту кісткової маси. І, коли соматометричний градієнт кісткової маси конкретної людини знаходиться у межах ($G \pm \delta$) од для відповідної віко-статевої групи, кісткову масу оцінюють як нормальну, і навпаки.

Приклад 1: застосування корисної моделі в популяційних технологіях. При проведенні комплексного медичного огляду школярів (учнів 5 класу) застосовано переносний ультразвуковий кістковий денситометр, яким виконано ультразвукову кісткову денситометрію. Так, зокрема у Дмитра Л., 11 років показники швидкості поширення ультразвуку через кістку становлять 1555,4 м/с, а показник широкосмугового ослаблення ультразвуку кісткою становить 89,5 дБ/МГц, а $\text{ІМК} = 100 - 1555,4 / 89,5 = 82,6$ од.; зріст обстеженого стоячи становив $3 = 12,7$ дм, а маса тіла $\text{МТ} = 35,0$ кг. Розраховуємо соматометричний градієнт кісткової маси (G) за формулою $G = \text{ІМК} \cdot \text{МТ} : 3P^2 = 82,6 : 35,0 : 12,7^2 = 0,0146$.

Регіональні референтні значення соматометричного градієнту кісткової маси для цієї віко-статевої категорії знаходяться у межах $(0,0175 \pm 0,0003)$ од. Оскільки соматометричний градієнт кісткової маси конкретного обстеженого становить 0,0146 та знаходиться за межами референтного рівня, кісткову масу оцінюють як знижену.

Приклад 2: застосування корисної моделі в клінічних технологіях. При проведенні первинного обстеження пацієнта чоловічої статі 23р. з травматичним пошкодженням лицевого черепа (перелом нижньої щелепи) з метою забезпечення первісного стану репаративного остеогенезу, із застосуванням ультразвукового кісткового денситометра виконано виміри швидкості поширення ультразвуку через кістку (становлять 1587,0 м/с) та показника широкосмугового ослаблення ультразвуку кісткою (становить 106,5 дБ/МГц), а також зріст обстеженого стоячи (становить 17,5 дм) та масу його тіла ($\text{МТ} = 76,2$ кг). Розраховуємо $\text{ІМК} = 100 - 1587,0 / 106,5 = 85,1$ од. Розраховуємо соматометричний градієнт кісткової маси (G) за формулою $G = \text{ІМК} \cdot \text{МТ} : 3P^2 = 85,1 : 76,2 : 17,5^2 = 0,0036$.

Регіональні референтні значення соматометричного градієнту кісткової маси для цієї віко-статевої категорії знаходяться у межах $(0,0045 \pm 0,0006)$ од. Оскільки соматометричний градієнт кісткової маси конкретного обстеженого становить 0,0036 та знаходиться за межами референтного рівня, кісткову масу оцінюють як знижену, що може впливати на активність репаративного остеогенезу та перебіг пошкодження.

Отже, як продемонстровано на прикладах, застосування корисної моделі дозволяє в скринінгових та клінічних технологіях підвищувати точність оцінки кісткової маси шляхом визначення соматометричного градієнту кісткової маси людини.