

## Преимущества и недостатки рентгеновской двухэнергетической остеоденситометрии в диагностике остеопороза

Рубин М. П.

Московская городская клиническая больница №23 им. «Месантруг»

Остеопороз — одна из наиболее значимых проблем здравоохранения с выраженным влиянием ее на экономику общества, качество жизни отдельных его членов. Медико-социальное бремя, накладываемое на общество заболеваниями костей и суставов, до последнего времени сильно недооценивалось во всем мире. В современном обществе метаболические заболевания скелета занимают четвертое место вслед за сердечно-сосудистыми, онкологическими болезнями и диабетом. На международном уровне достигнуто согласие в отношении определения остеопороза как хронического системного заболевания, которое характеризуется уменьшением костной массы и развитием нарушений микроархитектуры костной ткани, что приводит к снижению прочности костей и предрасположенности к патологическим переломам. Исходя из этого определения, диагностика заболевания в основном сосредоточивается вокруг оценки дефицита костной массы. Констатация и подтверждение диагноза «остеопороз» на практике основываются на результатах измерения минеральной плотности

кости (МПК) осевого скелета методом двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (DXA).

Другая рентгеновская методика — количественная компьютерная томография (ККТ) предоставляет возможность количественного анализа минеральной плотности поясничных позвонков в единицах объемной плотности ( $\text{г/см}^3$ ). Преимущество ККТ в возможности селективного анализа губчатой и кортикальной кости. Ограничения применения ККТ связаны со значительным облучением пациента и высокой стоимостью исследования. На научных форумах в текущем десятилетии высказывались соображения об использовании микрокомпьютерной и микрорезонансной томографии для оценки качества кости, количественной оценки макроструктурных (геометрия кости) и микроструктурных (объем трабекул, их количество, прочность соединений) характеристик, что поможет усовершенствовать диагностику, однако их применение в клинической практике пока малодоступно.

Еще одним методом диагностики остеопороза ранее считалось количест-

венное ультразвуковое исследование (КУЗ). Методики КУЗ являются параметрическими. В отличие от ионизирующего излучения, не установлена связь между величиной поглощенной энергии на единицу массы и плотностью ткани. При ультразвуковых исследованиях пока не существует эквивалентного параметра для предсказания эффекта.

Следовательно, среди современных технологий диагностики остеопороза, используемых в условиях поликлиник и стационаров, рентгеновский метод является единственным способом, позволяющим оценить анатомические особенности костей и структуру костной ткани, а также повреждения костей. Недостатком рентгенографии, с методологической точки зрения, является низкая чувствительность по отношению к потере минералов. Определение рентгенологических признаков остеопороза по рентгенограмме связано также с некоторой долей субъективности, и заболевание выявляется с определенностью лишь при дефиците костной массы в 20-50 % [9, 11, 1, 2]. Такая значительная не диагностируемая потеря костной массы снижает значение рентгенографии в целях ранней диагностики остеопороза. В настоящее время «золотым стандартом» при неинвазивной диагностике остеопороза признана двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия (dual-energy X-ray absorptiometry, DXA), поскольку она сочетает возможность исследования осевого и, при необходимости, периферического (предплечье, пяточная кость) скелета, обладает хорошей чувствительностью и специфичностью, высокой точностью и небольшой ошибкой воспроизводимости, отличается небольшой дозой облучения, относительной дешевизной, быстротой исследования

[3, 11, 13]. Воспроизводящая способность DXA составляет 1 %, что позволяет успешно проводить мониторинг один раз в год для оценки потери костной массы и эффективности лечения. При этом следует иметь в виду, что при двух измерениях и возможной ошибке, составляющей 5 %, доверительный интервал колеблется от -2,8 до +2,8 % [20]. Измерение МПК производят с диагностической и прогностической целью. В качестве диагностического параметра используют количественные критерии. Информация по результатам исследования устанавливает в соответствии с T-критерием у взрослых после 50 лет [5, 1] и Z-критерием у детей и взрослых до 50 лет [29] общедиagnostическую категорию заболевания. Прогностическая ценность исследования заключается в возможности определения вероятности возникновения переломов при выбранном пороговом значении [5, 1].

Рентгеновская костная денситометрия в настоящее время — основной способ диагностики заболеваний при нарушении минерализации кости [24]. Количественное измерение минеральной плотности кости, по мнению большинства исследователей, с практической точки зрения является наилучшим методом выявления лиц, имеющих остеопороз или склонных к его развитию. В единице минерализованного костного объема содержание кальция является величиной постоянной и составляет не менее 35 % [33, 36], и поэтому при полной минерализации современные денситометры позволяют оценивать насыщенность минералами костей скелета. Эффективная доза облучения для стандартного человека в режиме сканирования поясничного отдела позвоночника или проксимального отдела бедра со-

ставляет на одну проекцию около 0,005 мЗв [14]. DXA стали применять с конца 80-х годов прошлого столетия. В рентгеновской денситометрии при сканировании производится измерение двух величин: площади проекции исследуемого участка (area, см<sup>2</sup>) и содержания костного минерала (Bone Mineral Content, ВМС, г), из которых далее вычисляется еще один клинически значимый параметр — проекционная минеральная плотность кости (Bone Mineral Density, BMD, г/см<sup>2</sup>):  $BMD = ВМС / Area$ . Система DXA использует два пучка рентгеновских лучей: высокой и низкой энергии. Кость и мягкие ткани поглощают ионизирующее излучение с разной интенсивностью.

Используется рентгеновский пучок, спектр которого имеет два пиковых значения в различных энергетических диапазонах. Различие в ослаблении двух энергий костной тканью и мягкими тканями позволяет путем специального математического анализа оценить массу костного минерала и мягких тканей [8, 13]. С теоретической точки зрения для DXA существуют только два компонента: кость и однородные по составу мягкие ткани. Однородный слой жировой ткани не имеет существенного значения. В действительности распределение жировой ткани нередко образует дополнительный слой с характерной картиной рассеивания рентгеновских лучей, которая отличается от таковой для воды, мышц. Наиболее значимое ограничение DXA связано с размером объекта измерения. DXA обеспечивает измерение минеральной плотности кости (BMD), основанное на двухмерной проекции трехмерной структуры. По этой технологии не принимается в расчет толщина измеряемой кости и, таким образом, точ-

ность существенно зависит от толщины кости. Рентгеновская денситометрия количественно определяет содержание гидроксиапатита на единицу поверхности кости, т.е. проекционную (поверхностную, не объемную) минеральную плотность кости (МПК), которая, как правило, связана с массой костной ткани в исследуемом участке (в расчете на единицу сканируемой поверхности кости). Получаемая в результате BMD называется поверхностной BMD (aBMD) и измеряется в г/см<sup>2</sup> [7]. Измерение МПК, получаемое с помощью DXA — это интегральное измерение трабекулярной и кортикальной кости. Величина МПК соответствует соотношению между содержанием минеральных веществ в кости (гидроксиапатит) и сканированной площадью кости.

Следовательно, данный показатель не только интегрирует содержание минеральных веществ в кости, но косвенным образом позволяет учесть влияние размеров кости. Величины ослабления рентгеновских лучей превращаются в значения «поверхностной» минеральной плотности. Алгоритмы программного обеспечения определяют границы кости и площадь кости.

Конструктивные решения в современных рентгеновских денситометрах не лишены недостатков и не позволяют избежать ошибок измерения, о чем следует помнить при интерпретации результатов исследования. DXA приборы не учитывают и не корректируют индивидуальные особенности областей измерения у пациенток, что может приводить к ошибочным результатам. Наиболее значимым следствием применения присутствующих допущений двухкомпонентных систем является завышение или занижение МПК, что может *in vivo* привести

при определении МПК к ошибке объема реальной костной массы на 20-30 % [30, 34, 38, 15, 16]. Смолев Д.М. в диссертационной работе [12] исследовал факторы, повышающие и понижающие показатели остеоденситометрии. При денситометрии поясничного отдела позвоночника к повышающим факторам автор относит костные наслоения под передней продольной связкой позвонка (при фиксирующем гиперостозе Форестье), остеохондроз, компрессионные переломы тел позвонков, гемангиомы позвонков, остеобластические метастазы, обызвествление брюшной аорты; к понижающим — остеолитические метастазы и участки скопления газов в кишечнике. При денситометрии проксимального отдела бедренной кости выраженный артроз тазобедренного сустава является повышающим, а начальный артроз — понижающим фактором.

Ограничения и ошибки при использовании метода DXA могут быть систематизированы следующим образом.

Первая группа ошибок связана с тем, что DXA имеет системную ошибку из-за неравномерности содержания жира в жиросодержащих тканях (жир и желтый костный мозг) различных участков тела и костей. На результаты исследований (в особенности при интерпретации повторных измерений) также могут влиять изменения состава тела, т.е. жировой и тощей массы вокруг области сканирования. Разница в толщине мягких тканей, окружающих кость, увеличение жиросодержащих тканей, неоднородное распределение жира в костном мозге поясничных позвонков с возрастом и при остеопорозе [40, 26] снижает коэффициент поглощения в области измерения и, следовательно, может влиять на числовое значение показателя МПК, что в

свою очередь ведет к снижению точности [7]; существенное значение это может иметь при очень сильном ожирении. Ошибка в оценке вокруг костного жира в 2 см может приводить к ошибке определения МПК в 10% [27]. Еще сложнее ситуация с определением содержания внутрикостного жира. Его содержание не может быть оценено через экстраполяцию, а берется в виде возрастнoзависимой константы [10].

Вторая группа ошибок связана с техническими особенностями остеоденситометров и особенностями программного обеспечения. Как было показано в ряде работ, большое значение для достоверного определения МПК играют алгоритмы определения границ костей в исследуемом участке. Неправильное обозначение границ костного участка двухэнергетическими рентгеновскими денситометрами влияет не только на точность определения костных минералов, но и на оценку соотношения жира и тощих тканей. Другой технической проблемой является немонохромность спектра рентгеновского излучения, приводящая к поглощению фотонов низких энергий с увеличением толщины сканируемого объекта. Поэтому необходима частая и тщательная калибровка оборудования [39, 50, 35, 46].

Третья группа ошибок возникает при измерении МПК позвоночника в прямой проекции вследствие влияния склерозов, сколиозов [48, 49, 45], компрессионных изменений, кальцификации аорты, остеофитов, особенностей (степень развития) остистого отростка позвонка. При кифотических деформациях нижнегрудного и верхнепоясничного отделов позвоночника наблюдается проекционное искажение изображения [4]. Пациентки со сколиозом в зависимости от степени

ротации могут иметь большую или меньшую плотность [19, 25, 43, 44]. Теоретически дополнительные включения кальция вокруг позвонка должны завышать измеренную МПК пропорционально возрасту. В реальности же встречаются факты как занижения, так и завышения МПК, что, вероятно, является особенностями математических моделей [22, 21, 23, 16].

Четвертая группа ошибок связана с изменениями технических характеристик аппарата, связанных с изменением условий рабочей среды или технического состояния оборудования. Так, J. Wells и P. J. Ryan описывают 2,2 % сдвига показаний DXA аппарата в течение рабочего дня [51].

Ошибки в измерении МПК могут являться следствием неопытности оператора. Субъективизм начинается с укладки пациента, так как при оценке массовой толщины кости, измеряемой в г/см<sup>2</sup>, очень важно правильно определить поверхность, через которую будут проходить лучи [41, 17]. Не менее важно корректно отобрать позвонки, пригодные для анализа, и расставить границы зон оценки, по которым производятся расчеты МПК [41]. Показано, что вмешательство оператора для расстановки границ при сканировании позвоночника в прямой проекции может потребоваться примерно в 47 % случаев [41, 51, 17]. Также следует иметь в виду, что если плотность позвонков очень низкая, т.е. позвонки не содержат достаточного количества минералов, то при DXA прибор может не признать позвонки за кость. В этом случае рекомендуется использовать возможности программы прибора для анализа этих областей как кость [42]. При анализе сканов бедра следует обращать внимание, чтобы в область скани-

рования вошла вся кортикальная кость [42] и достаточная площадь выше большого вертела и ниже седалищной кости. Лазерный луч для позиционирования начальной точки сканирования следует расположить приблизительно на 7-8 см ниже большого вертела.

Ошибки возникают при измерении МПК позвоночника в прямой проекции вследствие влияния содержимого желудочно-кишечного тракта. Наличие или отсутствие газов, жидкостей в отдельных участках живота или еды, содержащей кальций, могут серьезно изменить показатели МПК. Пероральный прием таблетки, содержащей 500 мг элементарного кальция и достигшей области проекции поясничных позвонков L3-L4, может завысить показатель МПК на 5,77 %. Суммационное же завышение результатов исследования поясничного отдела позвоночника составляет в этом случае 1,43 %. Прием таблетки, содержащей 200 мг нерастворимого кальция за несколько часов до повторного обследования (мониторирования) позвоночника методом DXA для определения эффективности лечения остеопороза, может дать ложный прирост T-критерия как минимум на 0,1 девиацию. И наоборот, попадание участков повышенной плотности в область проведения сканирования мягких тканей способно снизить получаемые результаты измерения МПК [32, 47].

В последнее десятилетие (2002 г.) появился новый периферический денситометр (DXL), основанный на комбинации двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (DXA) с лазерным сканированием. С помощью лазера, дополняющего двухэнергетическое рентгеновское измерение, определяется суммарная толщина измеряемого учас-

тка тела. DXL-технология позволяет учитывать минералы, тощие и жировые ткани (трехкомпонентная система) для расчета МПК с максимальной точностью. Клиническое значение измерения МПК на этом приборе изучено недостаточно [10].

Краеугольным камнем в диагностике остеопороза методом DXA является оценка МПК. Существует достаточная и полная доказательная база для подтверждения результативности использования DXA центрального скелета при индивидуальной оценке пациенток. Определены стандартные области измерения [1].

В 1994 году комиссия экспертов ВОЗ рекомендовала у женщин использовать диагностические критерии [52, 31], что в дальнейшем получило широкое распространение в клинической практике [18, 53, 37]. В соответствии с методическими указаниями Международного общества клинической денситометрии [6, 28, 29], клиническими рекомендациями Российской ассоциации по остеопорозу [1] снижение костной массы диагностируется у взрослых по наиболее низким показателям T-критерия поясничного отдела позвоночника в заднепередней проекции, всего бедра (total) или его шейки (neck); в исключительных случаях учитываются также данные денситометрии средней трети лучевой кости. При анализе результатов денситометрии позвоночника следует использовать для оценки суммационный показатель L1-L4.

Таким образом, результаты многочисленных научно-практических исследований свидетельствуют о следующем. Основным инструментальным методом диагностики остеопороза в клинической практике в настоящее время при-

знана DXA, приоритетным регионом исследования является осевой скелет, наиболее приемлемым способом оценки МПК — T и Z-критерии.

## Список литературы

1. Беневоленская Л.И. и Лесняк О.М. (ред.) Клинические рекомендации. Остеопороз. Диагностика, профилактика и лечение. М.: ГЕОТАР-Медиа; 2005.
2. Воложин А.И., Оганов В.С. Серебрянникова М.А. и др. Остеопороз. М: Практическая медицина; 2005.
3. Дамбахер М. А., Шахт Е. Остеопороз и активные метаболиты витамина D. (пер. с английского.). Basle, Switzerland: Eular Publishers; 1996.
4. Жарков П.Л. Остеохондроз и другие дистрофические изменения позвоночника у взрослых и детей. М.: Медицина; 1994.
5. Оценка риска переломов и ее применение для скрининга постменопаузального остеопороза. Доклад Рабочей группы ВОЗ. Женева: Всемирная организация здравоохранения. М: Медицина; 1994.
6. Петак С.М. Денситометрия: интерпретация результатов исследования. Методические указания Международного общества клинической денситометрии. Остеопороз и остеопатии; 2004; 2: 11-13.
7. Практическое руководство по костной денситометрии у детей. National Osteoporosis Society. November 2004. По рекомендациям ISCD.
8. Рахманов А.С., Бакулин А.В. Костная денситометрия. Остеопороз и остеопатии; 1998; 1: 28-30.
9. Родионова С. С., Рожинская Л.Я. Остеопороз: патогенез, диагностика и лечение. М.: MSD; 1997.

10. Родионова С.С., Морозов И.К. Возможности и ошибки неинвазивной количественной оценки массы костной ткани для диагностики остеопороза. *Остеопороз и остеопатии*; 2005; 1: 41-45.
11. Рожинская Л. Я. Системный остеопороз. М: издатель Макеев; 2000.
12. Смолев Д. М. Особенности денситометрической диагностики остеопороза у пациентов пожилого возраста. Диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук. Москва; 2005.
13. Чернова Т.О. Методы неинвазивной количественной оценки минеральной плотности костной ткани. *Остеопороз и остеопатии*; 2002; 2: 31-37.
14. Baim S., Wilson Ch. R., Lewiecki E. M. et. al.: Precision Assessment and Radiation Safety for Dual-Energy X-Ray Absorptiometry. Position Paper of the International Society for Clinical Densitometry. *J. Clinical Densitometry*; 2005; 8 (4): 371-378.
15. Bolotin H.H., Sievanen H. Inaccuracies inherent in dual X-ray absorptiometry in vivo bone mineral density can seriously mislead diagnostic/prognostic interpretations of patient specific bone fragility. *J. of Bone and Mineral Research*; 2001; 16 (5): 799-805.
16. BoLotin H.H, Sievanen H, and Grashuis J.L. Patient-Specific DXA Bone Mineral Density Inaccuracies: Quantitative Effects of Nonuniform Extraosseous Fat Distributions. *Journal of Bone and Mineral Research*; 2003; 18 (6): 1020–1027.
17. Bradford Richmond. DXA scanning to diagnose osteoporosis: Do you know what the results mean? *Cleveland Clinic Journal of Medicine*; 2003; 70 (4): 353-360.
18. Committee for Proprietary Medicinal Products (CPMP). Note for guidance on involutional osteoporosis in women. European Agency for the Evaluation of Medicinal Products. London, UK: CPMP; 1997 (CPMP/EWP/552/95).
19. Cheng J.C. The effect of vertebral rotation of the lumbar spine on dual energy X-ray absorptiometry measurements: observational study. *Hong Kong Med. J.*; 2001; 7(3): 241-245.
20. Cummings S.R., Black D. Should perimenopausal women be screened for osteoporosis? *Ann. Intern. Med.*; 1986; 104: 817 - 823.
21. Diessel E., Fuerst T., Njeh C.F. et al. Evaluation of a new body composition phantom for quality control and cross-calibration of DXA devices. *J. Appl. Physiol.*; 2000; 89: 599-605.
22. Finkelstein Joel S., Geary Robbin L., Butler James P. et al. A Comparison of Lateral versus Anterior-Posterior Spine Dual Energy X-Ray Absorptiometry for the Diagnosis of Osteopenia. *J. of Clinical Endocrinology and Metabolism*; 1994; 78(3): 724-730.
23. Fogelman Ignac and Blake Glen M. Different Approaches to Bone Densitometry. *J. Nucl. Med.*; 2000; 41: 2015-2025.
24. Genant H. K., Guglielmi G., Jergas M. (eds.). *Bone Densitometry and Osteoporosis*. Springer; 1998.
25. Girardi F.P. Correlation between vertebral body rotation and two-dimensional vertebral bone density measurement. *Osteoporos Int.*; 2001; 12(9): 738-740.
26. Gotfredsen A., Podenphant J., Norgaard H. et al. Accuracy of lumbar spine bone mineral content by dual

- photon absorptiometry. Nucl. Med.; 1988; 29: 248-254.
27. Hangartner T. N., Johnston C. C. Influence of fat on bone measurements with dual-energy absorptiometry. Bone Miner; 1990; 9: 71-81.
  28. ISCD Position Development Conference, 2005. J. of Clinical Densitometry; 2006; 9 (1): 4-46.
  29. ISCD Official Positions 2007. <http://www.iscd.org/Visitors/pdfs/ISCD2007OfficialPositions-Combined-AdultandPediatric.pdf>
  30. Jonson R. Mass attenuation coefficients, quantities and units for use in bone mineral determinations. Osteoporosis Int.; 1993; 3: 103-106.
  31. Kanis J. A., Melton L. J. 3rd, Christiansen C. et al. The diagnosis of osteoporosis. J. Bone Miner-Res.; 1994; 9: 1137-1141.
  32. Kiebzak K. Insoluble intestinal calcium complexes may affect monitoring but not diagnosis. J. of Clinical Densitometry; 2004; 7: 239.
  33. Krane St. M. Assessment of mineral and matrix turnover. In: Frame B., Potts J. T. Jr. (eds.). Clinical disorders of bone and mineral metabolism. Excerpta medica. Internat. Congress Series 617. Amsterdam, Oxford, Princeton. 1983; 95-98.
  34. Kupier J. W., van Kuijk C, Grashuis J. L. et al. Accuracy and the influence of marrow fat on quantitative CT and Dual-energy X-ray absorptiometry measurements of the femoral neck in vitro. Osteoporosis Int.; 1996; 6: 25-30.
  35. Lang T., Lang T., Takada M. et al. A preliminary evaluation of the Lunar Expert-XL for bone densitometry and vertebral morphometry. J. Bone Miner. Res.; 1997; 12: 136-143.
  36. LeGeros R. Z. Biological and synthetic apatites. In: Brown P. W., Constantz B. (eds.). Hydroxyapatite and related materials. CRC, Boca Raton, 1994; 3-28.
  37. Liu Z., Piao J., Pang L., et al. The diagnostic criteria for primary osteoporosis and the incidence of osteoporosis in China. J. Bone Miner. Metab.; 2002; 20: 181-189.
  38. Lochmueller E.M., Miller P, Burklein D., Wehr U., Rambeck W., Eckstein F. In situ femoral dual-energy X-ray absorptiometry related to ash weight, bone size and density, and its relationship with mechanical failure loads of the proximal femur. Osteoporosis Int.; 2000; 11: 361-367.
  39. Marel G, et al. In: Osteoporosis 1990, Christiansen C. and Overgaard K. (eds), Aslborg, Denmark: Osteopres; 1990; Aps: 478- 481.
  40. Meunier P et. al. Osteoporosis and the replacement of cell populations of the marrow by adipose tissue. Clinical Orthopedics; 1971; 80: 147-154.
  41. National Osteoporosis Society Position statement on the reporting of dual en-ergy x-ray absorptiometry (DXA) bone mineral density scans. National Osteoporosis Society; 2002, August: 3-15.
  42. Ott S. Mistakes. Test your BMD reading skills. <http://courses.washington.edu/bonephys/mis/ohmistakes.html>, 08.08.2005.
  43. Ott S. Discordance between spine and hip. <http://courses.washington.edu/bonephys/opdiscord.html>, 05.02.2008
  44. Ott S. Bone density. Size, shape and rotation. <http://courses.washington.edu/bonephys/opshape.html>, 15.08.2008



45. Pappou I.P. Discordantly high spinal bone mineral density values in patients with adult lumbar scoliosis. *Spine*; 2006; 31(14): 1614-1620.
46. Pors S.Nielsen, Barenholdt Diessel O. E., Armbrust S. D Felsenberg Linearity and accuracy errors in bone densitometry. *The British Journal of Radiology*; 1998; 71: 1062-1068.
47. Robertson S. Calcium tablet artifact effects on spine DXA. *J. of Clinical Densitometry*; 2004; 7: 223.
48. Routh R.H. The relationship between bone mineral density and biomechanics in patients with osteoporosis and scoliosis. *Osteoporos Int.*; 2005; 16(12): 1857–1863.
49. Rumancik S. Assessment of bone quantity and distribution in adult lumbar scoliosis: new dual-energy x-ray absorptiometry methodology and analysis. *Spine*; 2005; 30(4): 434-439.
50. Tothill P, Avenell A, Love J, and Reid D.M. Comparisons between Hologic, Lunar, and Norland dual-energy X-ray absorptiometers and other techniques used for whole body soft tissue measurements. *Eur. J. Clin. Nutr.*; 1994; 48: 781-794.
51. Wells J., Ryan P.J. The long-term performance of DXA bone densitometers. *Br. J. Radiol.*; 2000; 73: 737-739.
52. World Health Organization. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. Technical Report Series 843. WHO, Geneva, Switzerland: WHO 1994.
53. World Health Organization. Guidelines for Preclinical Evaluation and Clinical Trials in Osteoporosis. 1998. Geneva, Switzerland: WHO 1998. 1998; 54: 915-927

**Вниманию авторов** статей, направляемых для публикации в журнал «Радиология-практика». Согласно новым требованиям ВАК просьба представлять на отдельном листе сведения о каждом авторе:

- а) фамилия, имя и отчество;
- б) должность;
- в) полный почтовый служебный адрес и e-mail;
- г) номер служебного телефона и факса

Найден ген, влияющий на склонность к добрым поступкам в ущерб личной выгоде. Подробнее см. в <http://www.elementy.ru>