



**В.А. Филиппенко<sup>1</sup>, И.В. Шишка<sup>2</sup>, А.Д. Шамровский<sup>3</sup>, Ю.А. Лымаренко<sup>3</sup>, М.Л. Головаха<sup>2</sup>, О.В. Банит<sup>2</sup>, С.Н. Красноперов<sup>2</sup>**  
**ТЕОРЕТИКО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ МЕТОДИКА ПРЕДОПЕРАЦИОННОГО ПЛАНИРОВАНИЯ**  
**ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ПОВРЕЖДЕНИЙ**  
**ПЕРЕДНЕ-МЕДИАЛЬНОГО ОТДЕЛА КОЛЕННОГО СУСТАВА**

<sup>1</sup>Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины, г. Харьков,

<sup>2</sup>Запорожская областная клиническая больница,

<sup>3</sup>Запорожская государственная инженерная академия

**Ключові слова:** колінний суглоб, пошкодження зв'язок, передньо-медіальна нестабільність, передопераційне планування.

**Ключевые слова:** коленный сустав, повреждения связок, передне-медialная нестабильность, предоперационное планирование.

**Key words:** knee joint, ligament injury, antero-medial instability, preoperating planning.

Висвітлено проблему відновлення медіального відділу зв'язкового апарату колінного суглоба. Мета роботи полягала у розробці методики передопераційного планування хірургічного лікування пошкоджень передньо-медіального відділу колінного суглоба, заснованої на комп'ютерному аналізі рентгеновських знімків колінного суглоба конкретного пацієнта. Описано процедуру моделювання кінематики і точок кріплення зв'язок медіального відділу колінного суглоба людини за допомогою розробленої комп'ютерної програми. Виявлено, що методика дозволяє планувати місця кріплення відновлених зв'язкових структур передньо-медіального відділу колінного суглоба, що в подальшому можуть бути уточнені під час оперативного втручання.

Рассмотрена проблема восстановления медиального отдела связочного аппарата коленного сустава. Целью работы была разработка методики предоперационного планирования хирургического лечения повреждений передне-медialного отдела коленного сустава, основанной на компьютерном анализе рентгеновских снимков коленного сустава конкретного пациента. Описана процедура моделирования кинематики и точек прикрепления связок медиального отдела коленного сустава человека с помощью разработанной компьютерной программы. Выведено, что методика позволяет планировать места крепления восстановленных связочных структур передне-медialного отдела коленного сустава, которые в дальнейшем могут быть уточнены во время оперативного вмешательства.

The article discusses the problem of reconstruction of the medial ligament structures of the knee joint. The purpose of this study is to develop a method of preoperative planning of surgical treatment of injuries of the medial part of the knee joint, based on computer analysis of radiographs of a concrete patient. Materials and methods: in this work we describe a procedure for modeling of kinematics and points of attachment of the medial ligament complex with the help of computer program. Conclusions: this technique allows us to plan the attachment of reconstructed ligament structures of the medial part of the knee joint, which can be further clarified definitively during surgical procedure.

**П**роблема восстановления медиального отдела связочного аппарата коленного сустава, несмотря на свою многолетнюю историю и достаточно большое количество успешных операций, остается открытой. Поскольку, с одной стороны, существуют достаточно неплохие математические модели коленного сустава [3,5,6], позволяющие лучше понять механизм работы всего связочно-суставного комплекса коленного сустава и, таким образом, служащие теоретической основой при создании протезов нижней конечности. С другой стороны очевидно, что реконструкция мягких тканей коленного сустава должна быть индивидуальной и учитывать особенности анатомического строения коленного сустава конкретного пациента. В связи с этим, современная практика лечения таких повреждений носит преимущественно эмпирический характер [4,7]. В то же время, известны попытки разработки методик, предусматривающих вынесение предварительного анализа параметров реконструкции связок, таких как места прикрепления связок, за рамки оперативного лечения. В данном направлении получены неплохие результаты [3,4,5], однако, в связи с достаточно большим количеством пока еще нерешенных вопросов, до создания единой концепции еще далеко.

## ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Разработать методику предоперационного планирования хирургического лечения повреждений передне-медialного отдела коленного сустава, основанную на компьютерном анализе рентгеновских снимков коленного сустава конкретного пациента.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

*Компьютерный анализ рентгеновских снимков коленного сустава.* Для построения контуров бедренной кости и большеберцовой кости выбрана интерполяция кубическими сплайнами [1]. После того, как контур какой-либо из костей (бедренной или большой берцовой) на рентгеновском снимке будет отмечен точками (рис. 1), разбиваем полученное множество точек на участки однозначности. Здесь и далее под участком однозначности будем подразумевать участок, на котором каждому значению переменной  $x$  будет соответствовать единственное значение переменной  $y$ , причем оси декартовой системы координат  $x$ ,  $y$  предполагаются совмещенными со сторонами прямоугольного рентгеновского снимка. Такой участок будем называть участком однозначности относительно переменной  $y$ . Если же на каком-либо участке контура каждому значению переменной  $y$  соответствует единственное значение переменной  $x$ ,



Рис. 1. Выделение точками контуров бедренной кости.



Рис. 2. Полученный с помощью сплайн-интерполяции контур бедренной кости.

то такой участок будем называть участком однозначности относительно переменной  $y$ . Разбивку на участки можно сделать, просматривая последовательно все точки и фиксируя моменты, когда угол наклона отрезка, образованного 2 последующими точками на контуре, к оси  $x$  становится больше или меньше  $45^\circ$ . Эти моменты будут соответствовать границам участков однозначности. Обозначим количество таких участков через  $M$  и рассмотрим один из них.

Пусть на отрезке  $[a, b]$  имеется  $N$  точек, расположенных на произвольном расстоянии друг от друга. Координаты этих точек обозначим через  $(x_0, y_0), (x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_{N-1}, y_{N-1})$ , причем  $a = x_0 < x_1 < x_2 < \dots < x_{N-1} = b$ . Построим на этом участке интерполяционный кубический сплайн  $S_3(x)$ , то есть функцию, которая на отрезке  $[a, b]$  непрерывна вместе с первой и второй своими производными, а в узлах интерполяции принимает заданные значения:

$$S_3(x_0) = y_0, \dots, S_3(x_2) = y_2, \dots, S_3(x_{N-1}) = y_{N-1}. \quad (1)$$

На частичном отрезке  $[x_i, x_{i+1}]$  кубический сплайн имеет вид [4]

$$S_3(x) = \frac{(x_{i+1} - x)^2 [2(x - x_i) + h_i]}{h_i^3} y_i + \frac{(x - x_i)^2 [2(x_{i+1} - x) + h_i]}{h_i^3} y_{i+1} + \frac{(x_{i+1} - x)^2 (x - x_i)}{h_i^2} m_i + \frac{(x - x_i)^2 (x - x_{i+1})}{h_i^2} m_{i+1}, \quad (2)$$

где величина  $m_i = S_3'(x_i)$  является наклоном сплайна в узле  $x_i$ ,  $h_i = x_{i+1} - x_i$ . Взятый в таком виде интерполяционный сплайн обеспечивает выполнение условия (1) и непрерывность первой производной.

Для нахождения величин  $m_i$  используем глобальный способ [4], который обеспечивает непрерывность второй производной. Обозначим через  $S_3''(x_i+0)$  значение  $S_3''$  в  $x_i$  справа, найденные непосредственно из (2). А через  $S_3''(x_i-0)$  – значение  $S_3''$  в  $x_i$  слева, т. е. найденные из соответствующего выражения  $S_3''(x)$  на частичном отрезке  $[x_{i-1}, x_i]$ , который получается из (2) путем замены  $i$  на  $i-1$ . Имеем

$$S_3''(x_i+0) = -\frac{4m_i}{h_i} - \frac{2m_{i+1}}{h_i} + 6\frac{y_{i+1} - y_i}{h_i^2},$$

$$S_3''(x_i-0) = \frac{2m_{i-1}}{h_i} + \frac{4m_i}{h_i} - 6\frac{y_i - y_{i-1}}{h_i^2}.$$

Требую непрерывности  $S_3''(x)$  в узлах  $x_i$ :  $S_3''(x_i-0) = S_3''(x_i+0)$  для  $i = \overline{1, N-1}$ , приходим к следующей системе линейных

алгебраических уравнений относительно наклонов  $m_i$ :

$$\frac{1}{h_{i-1}} m_{i-1} + 2\left(\frac{1}{h_{i-1}} + \frac{1}{h_i}\right) m_i + \frac{1}{h_i} m_{i+1} = 3\frac{(y_i - y_{i-1})}{h_{i-1}^2} + 3\frac{(y_{i+1} - y_i)}{h_i^2}, \quad (3)$$

где  $h_{i-1} = x_i - x_{i-1}$ ,  $h_i = x_{i+1} - x_i$ ,  $i = \overline{1, N-1}$ .



Поскольку в полученной системе уравнений содержится  $N+1$  неизвестная, то нужно задать еще 2 так называемых краевых условия, в качестве которых в начале и конце контура используем формулы численного дифференцирования для неравноотстоящих узлов. Так, для случаев, когда первый и последний участки с номерами 0 и  $M-1$  являются участками однозначности относительно переменной  $x$ , имеем (4):

$$m_0 = \frac{(2x_0 - x_1 - x_2)}{(x_0 - x_1)(x_0 - x_2)}y_0 + \frac{(x_0 - x_2)}{(x_1 - x_0)(x_1 - x_2)}y_1 + \frac{(x_0 - x_1)}{(x_2 - x_0)(x_2 - x_1)}y_2, \quad (4)$$

$$m_N = \frac{(2x_{N-1} - x_{N-2})}{(x_{N-3} - x_{N-2})(x_{N-3} - x_{N-1})}y_{N-3} + \frac{(x_{N-1} - x_{N-3})}{(x_{N-2} - x_{N-3})(x_{N-2} - x_{N-1})}y_{N-2} + \frac{(2x_{N-1} - x_{N-2} - x_{N-3})}{(x_{N-1} - x_{N-3})(x_{N-1} - x_{N-2})}y_{N-1}.$$

В противном случае будут иметь место аналогичные формулы с естественной заменой  $x$  на  $y$  и наоборот. Формулы (4) получены с помощью интерполяционного многочлена Лагранжа [6].

Для остальных узлов, являющихся граничными между 2 соседними участками с номерами  $j-1$  и  $j$ , для нахождения наклона  $m_{0j}$  воспользуемся параметрическим уравнением параболы,

$$x = a_1 t^2 + b_1 t + c_1, \quad (5)$$

$$y = a_2 t^2 + b_2 t + c_2,$$

проходящей через точки

$$(x_{N-1,j-1}, y_{N-1,j-1}), (x_{0j}, y_{0j}), (x_{1j}, y_{1j}) \quad (6)$$

где второй индекс указывает на номер участка. Подставляя координаты точек (6) в уравнения (5), получим систему уравнений

$$x_{N-1,j-1} = a_1 t_0^2 + b_1 t_0 + c_1,$$

$$y_{N-1,j-1} = a_2 t_0^2 + b_2 t_0 + c_2,$$

$$x_{0,j} = a_1 t_1^2 + b_1 t_1 + c_1, \quad (7)$$

$$y_{0,j} = a_2 t_1^2 + b_2 t_1 + c_2,$$

$$x_{1,j} = a_1 t_2^2 + b_1 t_2 + c_1,$$

$$y_{1,j} = a_2 t_2^2 + b_2 t_2 + c_2,$$

где  $t_0, t_1, t_2$  соответствуют первой, второй и третьей точкам из (6).

Полагая, что  $t_0=0, t_1=1, t_2=2$  из (7), будем иметь

$$x_{N-1,j-1} = c_1,$$

$$y_{N-1,j-1} = c_2$$

$$x_{0,j} = a_1 + b_1 + c_1, \quad (8)$$

$$y_{0,j} = a_2 + b_2 + c_2,$$

$$x_{1,j} = 4a_1 + 2b_1 + c_1,$$

$$y_{1,j} = 4a_2 + 2b_2 + c_2.$$

Разрешая полученную систему относительно неизвест-

ных  $a_1, b_1, c_1, a_2, b_2, c_2$ , получим

$$c_1 = x_{N-1,j-1},$$

$$c_2 = y_{N-1,j-1},$$

$$b_1 = \frac{4x_1 - 3x_0 - x_2}{2},$$

$$b_2 = \frac{4y_1 - 3y_0 - y_2}{2},$$

$$a_1 = \frac{x_0 - 2x_1 + x_2}{2},$$

$$a_2 = \frac{y_0 - 2y_1 + y_2}{2}.$$

После подстановки полученных значений в (5) находим производную  $y'_x$  как производную от функции, заданной параметрически:

$$y'_x = \frac{y'_t}{x'_t} = \frac{2a_2 t + b_2}{2a_1 t + b_1}$$

Для обратной функции будем иметь

$$x'_y = \frac{1}{y'_x} = \frac{2a_1 t + b_1}{2a_2 t + b_2}$$

Тогда наклоны сплайна в средних узлах ( $t_1=1$ ) могут быть рассчитаны по формулам:

$$y'_x|_{t=1} = \frac{2a_2 + b_2}{2a_1 + b_1}$$

$$x'_y|_{t=1} = \frac{2a_1 + b_1}{2a_2 + b_2},$$

соответственно для участков однозначности относительно  $x$  и  $y$ .

Результат описанной процедуры построения контура, примененной к бедренной кости, представлен на рис. 2.

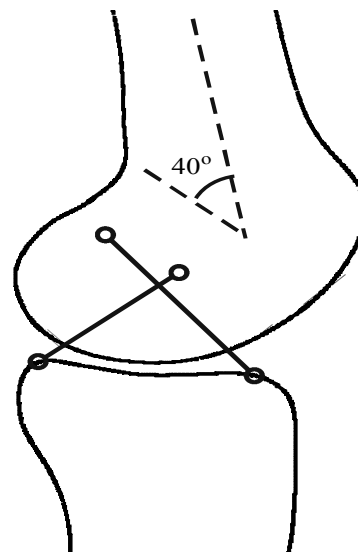


Рис. 3. Проекция коленного сустава на сагитальную плоскость: бедренная кость, большеберцовая кость, задняя и передняя крестообразные связки.



Компьютерное моделирование кинематики коленного сустава. Рассмотрим проекцию коленного сустава на сагитальную плоскость (рис. 3). На рисунке также представлены передняя и задняя крестообразные связки.

При исследовании взаимного перемещения бедренной и большеберцовой костей при движении нижней конечности будем, не нарушая общности рассуждений, считать большеберцовую кость неподвижной, а бедренную кость – перемещающейся относительно фиксированной большеберцовой кости. Таким образом, проекция бедренной кости на сагитальную плоскость совершает плоскопараллельное движение. При этом направления перемещения как минимум 2 точек бедренной кости в любой момент времени можно считать известными. Поскольку при движении коленного сустава длина крестообразных связок практически не увеличивается (согласно данным специальной литературы, увеличение длины связок не превышает 7% исходной длины), то точки крепления обеих крестообразных связок на бедренной кости совершают движение по окружностям. Радиус траектории, по которой перемещается верхняя точка крепления передней крестообразной связки, равен длине передней крестообразной связки, а радиус траектории, по которой перемещается верхняя точка крепления задней крестообразной связки, равен соответственно длине задней крестообразной связки (рис. 3).

Рассмотрим механическую аналогию перемещения бедренной кости относительно большеберцовой кости (рис. 4). Стержень АВ имитирует заднюю крестообразную связку, стержень CD – переднюю крестообразную связку. Оба стержня шарнирно прикреплены к неподвижному основанию на расстоянии AC, которое соответствует расстоянию между точками прикрепления связок к большеберцовой кости. Верхние концы стержней АВ и CD шарнирно соединены через стержень ВС. Таким образом, при взаимном перемещении стержней длины отрезков AC и BD остаются постоянными, что соответствует неизменному расстоянию между точками, принадлежащими одной и той же кости (точки А и С принадлежат большеберцовой кости, а В и D – бедренной).

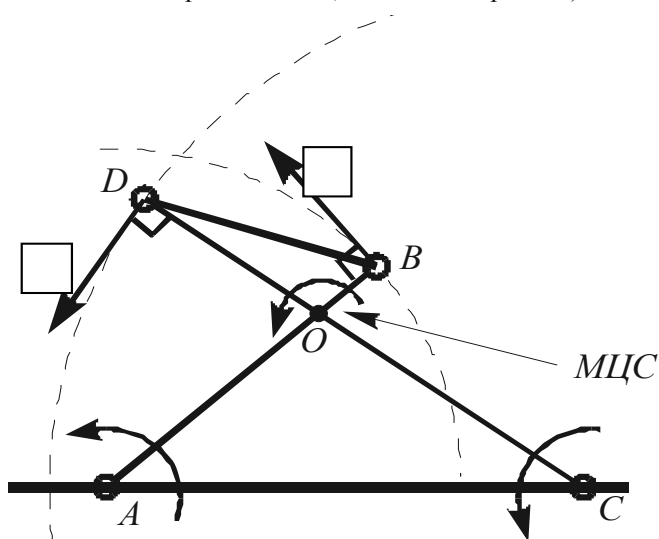


Рис. 4. Механический аналог перемещения крестообразных связок при движении КС.

Точка В совершает вращательное движение по окружности с центром в точке А радиуса АВ, а точка D – движение по окружности с центром в точке С радиуса CD. Скорости  $\bar{v}_B$

и  $\bar{v}_D$  точек В и D направлены перпендикулярно радиусам

соответствующих окружностей, проведенным к этим точкам и совпадающим соответственно со стержнями АВ и CD.

Согласно принципам осуществления плоскопараллельного движения [2] в течение каждого бесконечно малого отрезка времени движение тела, совершающего плоскопараллельное движение, можно рассматривать как движение по окружности с центром в точке, скорость которой в этот момент времени равна нулю. Эта точка носит название мгновенного центра скоростей (МЦС). Для ее определения достаточно указать направление скоростей 2 любых точек тела, построить перпендикуляры к этим скоростям, найти точку пересечения построенных перпендикуляров. Эта точка и будет МЦС. На рис. 4 это точка О. Таким образом, стержень DB, или рассматриваемая проекция бедренной кости, в каждый момент времени совершает вращательное движение по окружности, центр которой находится в точке пересечения крестообразных связок. Причем угловая скорость  $\omega_0$  стержня BD связана со скоростями  $\bar{v}_B$  и  $\bar{v}_D$  точек

В и D следующим образом:

$$|\bar{v}_B| = OB \cdot \omega_0, \quad |\bar{v}_D| = OD \cdot \omega_0,$$

где  $|\bar{v}_B|$ ,  $|\bar{v}_D|$  – модули скоростей  $\bar{v}_B$  и  $\bar{v}_D$  соответственно.

Таким образом, описанная механическая аналогия позволяет моделировать движение бедренной кости относительно большеберцовой кости во всем диапазоне сгибания-разгибания коленного сустава. А использование в качестве элементов соответствующей планиметрической модели проекций бедренной и большеберцовой костей, представленных на рентгеновском снимке, позволяет учесть анатомические особенности строения конкретного пациента.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Описана процедура компьютерного моделирования кинематики коленного сустава человека. При ее разработке необходимо было решить 2 принципиальных вопроса. Во-первых, об учете особенностей анатомического строения конкретного пациента, во-вторых, вопрос использования математической модели коленного сустава, позволяющей отслеживать поведение связок при его движении. Для решения первого вопроса в качестве элементов соответствующей планиметрической модели использовали проекции бедренной и большеберцовой костей, представленные на рентгеновском снимке, выполненном в сагитальной плоскости. В качестве математической модели коленного сустава использовали модель Menschlik [3], позволяющую изучать кинематику коленного сустава с учетом особенностей его анатомического строения.

Выбор точек прикрепления связок. Предусмотрено 2 варианта анализа. В первом случае необходимо самостоя-



тельно задавать точки прикрепления связок, после чего в результате расчетов во всем диапазоне сгибания-разгибания коленного сустава определяется максимальное растяжение связки. Один из вариантов прикрепления представлен на рис. 5, на котором также показаны рассчитанные максимальные удлинения ( $dL_{max}$ ) и максимальные укорочения связок ( $dL_{min}$ ), выраженные в процентах по отношению к длинам связок, когда колено находится в разогнутом состоянии.

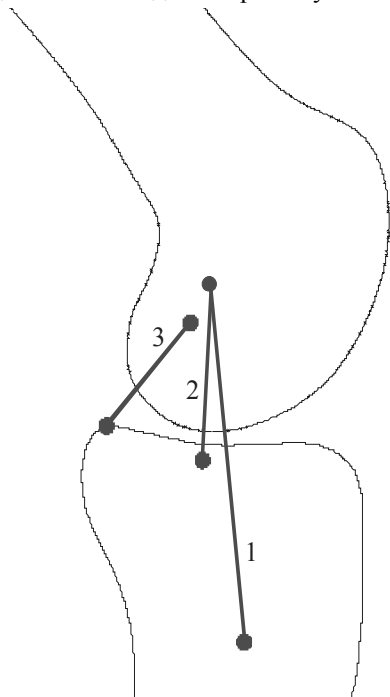


Рис. 5. Максимальные изменения длин связок для всего диапазона сгибания-разгибания колена.

Под максимальным укорочением подразумевается уменьшение расстояния между точками прикрепления связок, сама же связка в этот момент находится в ненапряженном состоянии и слегка провисает. Изменяя места прикрепления проксимального и дистального концов имплантатов связок можно приблизительно определить место, для которого деформация связок будет минимальной.

Второй вариант анализа предусматривает выделение области, в пределах которой будет запущен алгоритм перебора с целью найти точку, при прикреплении связки к которой деформация связок будет минимальной, по сравнению с другими точками прикрепления. В связи с тем, что для выбора координат точек необходимо запускать алгоритм полного перебора, реализация такого анализа может оказаться в некоторых случаях временно затратной (в зависимости от того, для скольких точек необходимо осуществлять поиск).

### ВЫВОДЫ

Предложена новая экспериментальная методика предоперационного планирования хирургического лечения повреждений капсульно-связочного аппарата передне-медиального отдела коленного сустава.

На основе компьютерного анализа рентгеновских снимков коленного сустава конкретного пациента методика позволяет планировать места крепления восстановленных связочных структур передне-медиального отдела коленного сустава, которые в дальнейшем могут быть окончательно уточнены во время оперативного вмешательства.

### ЛИТЕРАТУРА

1. Бахвалов Н.С. Численные методы / Н.С. Бахвалов – М.: Наука, 1973. – Т. 1. – 631 с.
2. Тарг С.М. Краткий курс теоретической механики / С.М. Тарг – М.: Наука, 1974. – 480 с.
3. Menschik A. Mechanik des Kniegelenkes. Teil 1. / A. Menschik // Z. Orthop. – 1974. – №112. – P. 481–495.
4. Renner G. Model Based System for Computer Assisted Knee Surgery / G. Renner; G. Szántó // ERCIM News. – 2007. – №69. – P. 28–29.
5. Van Eijden T.M.G. A Mathematical Model of the Patellofemoral Joint / Van Eijden T.M.G., E. Kouwenhoven, J. Verburg, W.A. Weijs // Journal of Biomechanics. – 1986. – №13. – P. 677–685.
6. Yamaguchi G.T. A Planar Model of the Knee Joint to Characterize the Knee Extensor Mechanism / G.T. Yamaguchi, F.E. Zajac // Journal of Biomechanics. – 1989. – №22. – P. 1–10.
7. Zheng Y.P. Extraction of quasi-linear viscoelastic parameters for lower limb soft tissues from manual indentation experiment / Y.P. Zheng, A.F. Mak // Journal of Biomechanical Engineering. – 1999. – №3. – P. 330–339.

### Сведения об авторах:

Филиппенко В.А., д. мед. н., профессор, руководитель отдела патологии суставов Института патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины.

Шишка И.В., к. мед. н., гл. врач ЗОКБ, доцент каф. травматологии и ортопедии ЗГМУ.

Шамровский А.Д., д.тех. н., профессор каф. программного обеспечения автоматизированных систем ЗГИА.

Лымаренко Ю.А., доцент каф. программного обеспечения автоматизированных систем ЗГИА.

Головаха М.Л., к. мед. н., зав. отделением ортопедии, артрологии и спортивной травмы ЗОКБ, доцент каф. травматологии и ортопедии ЗГМУ.

Банит О.В., врач-ординатор отделения ортопедии, артрологии и спортивной травмы ЗОКБ.

Красноперов С.Н., врач-ординатор отделения ортопедии, артрологии и спортивной травмы ЗОКБ.

### Адрес для переписки:

Головаха Максим Леонидович, г. Запорожье, Ореховское шоссе 10, отделение ортопедии, артрологии и спортивной травмы.

Тел.: (067) 563 01 17.

E-mail: golovaha@ukr.net