



УДК 519.6+617.3

© Н. М. Свиридов, В. И. Зорин, 2013

ПРЕДОПЕРАЦИОННОЕ ПЛАНИРОВАНИЕ КОРРЕКЦИИ ДЕФОРМАЦИИ ТРУБЧАТЫХ КОСТЕЙ, ОСНОВАННОЕ НА МЕТОДЕ НАИМЕНЬШИХ КВАДРАТОВ

Свиридов Н. М. – асп. кафедры «Вычислительная техника», e-mail: pm51nik@yandex.ru (ТОГУ); *Зорин В. И.* – доцент кафедры «Детская хирургия, травматология и ортопедия», e-mail: zoringlu@yandex.ru (ДВГМУ)

В статье приводятся результаты исследования возможности построения плана корригирующей остеотомии на основе цифровых рентгенограмм. Предложен алгоритм планирования коррекции деформированных трубчатых костей на основе метода наименьших квадратов.

The research results of possibility of the plan development for correcting osteotomy on the basis of digital roentgenograms are given. The algorithm of planning the correction of the deformed tubular bones on the basis of the least square method is proposed.

Ключевые слова: ортопедия, корригирующая остеотомия, предоперационное планирование, программная коррекция, скиаграммы.

Введение

В настоящее время на помощь практической медицине все больше приходит специальная информатика и прикладное программирование. Одним из таких разделов является область планирования реконструктивных операций в травматологии и ортопедии [1-3]. С целью устранения врожденных и приобретенных деформаций скелета в клинической практике широко применяется хирургическая операция - корригирующая остеотомия, металлоостеосинтез, в ходе которой восстанавливают физиологические осевые параметры измененной кости. Особое значение для успеха проводимого вмешательства имеет предоперационное планирование. Наиболее часто хирург планирует предстоящую операцию, изображая схему на бумаге вручную. На практике известен метод построения скиаграмм, когда контур кости переносят на бумагу или кальку, строят оси, оценивают уровень и величину деформации и соответственно необходимый уровень остеотомии, а также величину «клина», планируют технику остеосинтеза [4]. Важным моментом на данном этапе является точность построения схемы, в частности, после иссечения клина прок-

симальный и дистальный фрагменты после реконструкции должны совпасть как можно точнее друг к другу с восстановлением анатомической оси. Это достигается определённым способом построения осей (рис. 1).

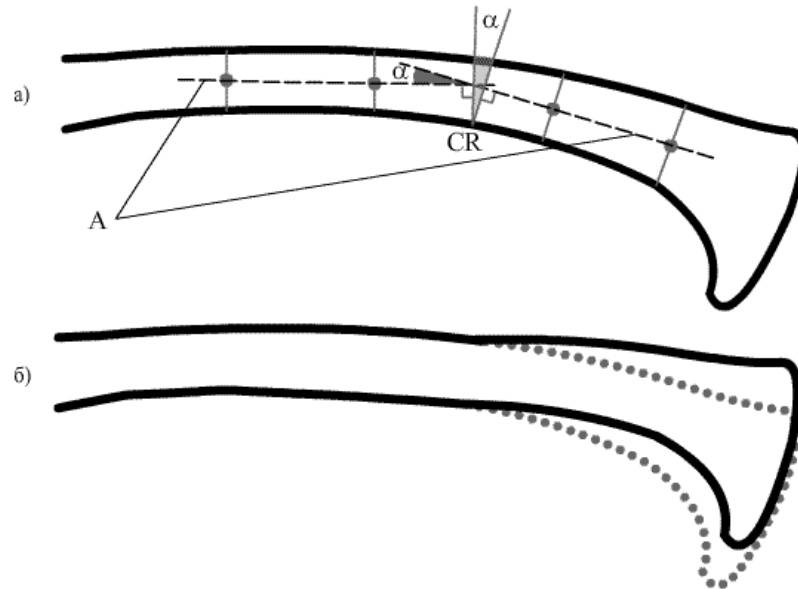


Рис. 1. Схема построения плана операции (а) и исправленный контур (б)

На рис. 1 показаны схема построения осей и клина (а) и вид кости после иссечения клина и сопоставления костных фрагментов (б). Рассмотрим алгоритм построения схемы вручную (как это проводится в практике травматологов-ортопедов). Для построения осей А сначала проводят вспомогательные поперечные линии слева и справа от центра деформации. Далее, по линейке находят середины вспомогательных отрезков и по ним проводят оси [5]. После проведения осей находят точку их пересечения и определяют значение угла α (рис. 1а). Этот угол и есть угол клина. После этого из точки пересечения проводят перпендикуляр до нижней, либо до верхней границы кости (зависит от того, где находится вершина угла, образуемого осями). Таким образом, получают вершину CR клина, она же – центр поворота для частей кости после его удаления. Чтобы достроить сам клин нужно из точки CR провести линию, перпендикулярную правой оси, до пересечения с противоположным контуром кости. Правильность построения схемы проверяется сопоставлением частей кости после удаления клина. Обычно на данном этапе части просто вырезаются из бумаги и прикладываются (они должны совпадать и представлять собой анатомически правильную кость) (рис. 1б).

Недостатками традиционной методики являются: недостаточная точность, зависящая от выполняющего расчеты врача, его опыта и квалификация



ции; возможная объективность отражения истинных параметров анатомического объекта (кость); значительные временные затраты, трудоемкость.

Для решения обсуждаемой в статье задачи был разработан метод, лишенный указанных недостатков и позволяющий при помощи ЭВМ провести необходимые на этапе предоперационного планирования расчеты. Основу метода составляет метод наименьших квадратов (МНК).

В программу для ЭВМ загружается цифровая рентгенограмма кости. Врач обводит область деформации по контуру интересующей кости. После замыкания контура программа проводит расчёт осей. Сначала по вертикальной оси с шагом h по горизонтали находятся отрезки $[y_1^i, y_2^i]$, соединяющие верхнюю и нижнюю границы области интереса (контура кости). Далее по формуле (1) вычисляются координаты середин этих отрезков (рис. 2):

$$y_c^i = 0.5(y_1^i + y_2^i) \quad (1)$$

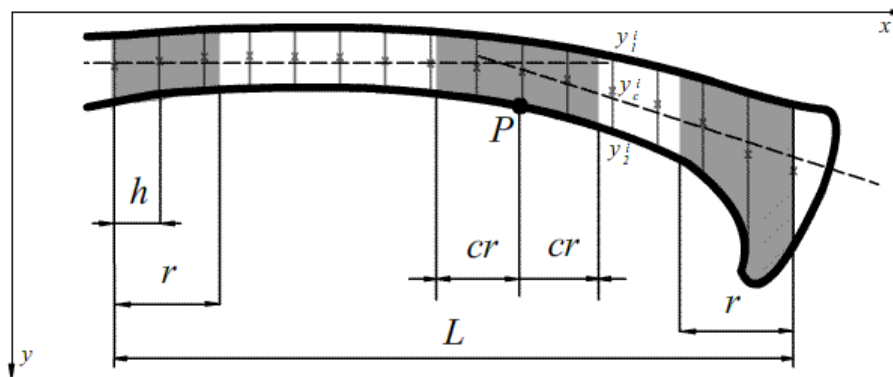


Рис. 2. Автоматическое построение осей

Так как, зачастую, левая и правая части области интереса сильно отличаются по толщине от её центральной части, точки из этих частей отбрасываются из рассмотрения алгоритмом. Делается это путём вычисления средней толщины r кости по вертикальной оси, отрезки на расстоянии r от конца контура выбывают из рассмотрения. На рис. 2 эти области показаны серым цветом. Следует отметить, что далее точка P будет носить название точки перегиба, однако такое название не имеет ничего общего с одноимённым математическим названием. Понимать под ней будем приблизительное расположение вершины деформации. Точки, находящиеся на расстоянии меньше cr от точки перегиба P , также несут большую погрешность для нахождения осей, поэтому должны быть удалены из рассмотрения. Величина расстояния cr была подобрана эмпирически и составляет $0.15L$. Однако, программе изначально неизвестно место нахождения точки P , поэтому нужно найти хотя бы её примерное местоположение. Для этого ищется точка, расстояние от кото-

рой до прямой, соединяющей точки с минимальной и максимальной абсциссой, будет наибольшим. Эта точка и считается приблизительным расположением вершины деформации. Далее точки, входящие в окрестность точки P , выбрасываются из рассмотрения, а оставшиеся делятся на два набора: слева и справа от точки P . Обозначим набор точек слева от P как $(x_i^l; y_i^l)_{i=1}^{ln}$, а справа от P как $(x_i^r; y_i^r)_{i=1}^{rn}$. Так как оси являются прямыми линиями, будем искать их в виде:

$$y(x) = \alpha_1 x + \alpha_2 \quad (2)$$

Для нахождения параметров осей α_1 и α_2 воспользуемся линейной аппроксимацией по МНК:

$$\alpha_1 \sum_{i=1}^n x_i^2 + \alpha_2 \sum_{i=1}^n x_i - \sum_{i=1}^n x_i y_i \quad \dots \dots \dots (3.1)$$

$$\alpha_1 \sum_{i=1}^n x_i + n \alpha_2 = \sum_{i=1}^n y_i \quad \dots \dots \dots (3.2)$$

Полученные для двух осей системы линейных однородных уравнений (3.1)-(3.2) решаются любым из методов линейной алгебры, например методом Крамера. После вычисления параметров осей находится точка их пересечения. Для построения клина определяется ориентация осей в пространстве и угол между ними. Далее идёт построение клина, представляющего собой клиновидный фрагмент, подлежащий резекции с целью устранения деформации.

Результаты применения метода на практике

Для проверки данного метода в практическом применении был создан программный продукт, позволяющий загружать файлы с рентгенограммами кости, визуализировать их, проводить их оконтуривание и необходимые расчёты. Для облегчения проведения контура применен метод «привязки» курсора мыши к резким перепадам яркости. Пример такого оконтуривания приведен на рисунке (рис. 3).

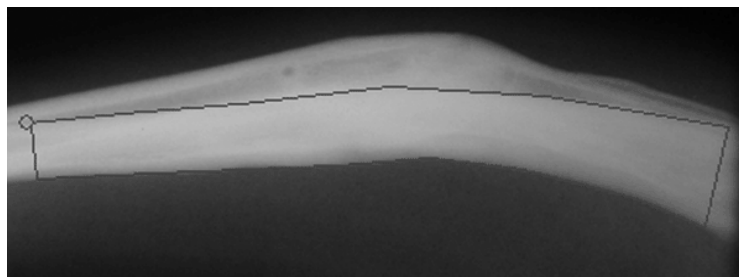


Рис. 3. Пример контура кости



После замыкания контура проводятся расчёты по приведённому выше алгоритму, в результате автоматически вычисляются оси и клин (рис. 4).

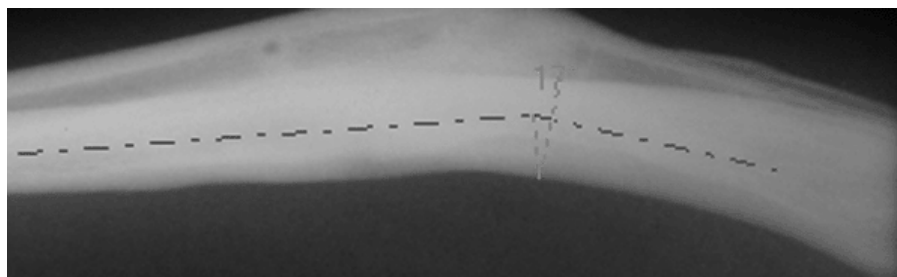


Рис. 4. Построенные оси и вычисленный клин

Данный метод был опробован в ходе клинической работы кафедры «Детской хирургии, травматологии и ортопедии» ГБОУ ВПО ДВГМУ. Результаты оказались сравнимы с ручным методом, однако стоит отметить, что время, потраченное на проведение контура, не превышает одной минуты. Оценка результата работы алгоритма проводится визуально. При этом значение остаточного функционала сильно зависит от масштаба цифровой рентгенограммы и шага h , вследствие чего не несёт информации об удачности построения осей, результат оценивается врачом травматологом-ортопедом.

Заключение

Авторами был предложен алгоритм коррекции костных деформаций при помощи метода наименьших квадратов. А также показано, что применение подобного алгоритма в клинической практике приводит к лучшим результатам по временным показателям, делая его более технологичным и объективным, нежели применение классического метода. При этом метод не требует переносить рентгенограммы на бумагу, а использует готовые цифровые рентгенограммы, что в итоге также упрощает процесс обработки и делает его более гибким. Кроме того, описываемая авторами идея программного обеспечения для планирования реконструктивных операций в клинической практике на основе отечественных программных разработок позволяет решать эти проблемы на современном уровне и требует, на наш взгляд, дальнейшего развития.

Библиографические ссылки

1. Андрейченко Д.К., Ирматов П.В. О реализации конечно-элементного моделирования в задачах остеосинтеза на кластерных системах СГУ // Известия Саратов-



ского университета. Новая серия. Математика. Механика. Информатика. – 2010. – Т. 10. – Вып.3. – С. 77-85.

2. *Бейдик О.В., Левченко К.К., Анников В.В.* Компьютерное моделирование стержневого чрескостного остеосинтеза // *Гений ортопедии*. 2005. - №4. – С. 57-64.

3. *Островский Н.В., Слободской А.Б.* Компьютерное моделирование чрескостного остеосинтеза при лечении переломов коротких костей конечностей // *Вопросы реконструктивной и пластической хирургии*. 2002. - №3. – С. 18-24.

4. *Руководство по внутреннему остеосинтезу.* Мюллер М.Ю, Альговер М.А. Издательство Ad Marginem, Москва, 1996, 750с.

5. *Определение референтных линий и углов длинных трубчатых костей: пособие для врачей.* – СПб.: РНИИТО им. Р.Р. Вредена. – 46 с.

6. *Численные методы.* Самарский А.А., Гулин А.В., 1989, М.: Наука, 432с.