

О ВИРТУАЛЬНОМ МОДЕЛИРОВАНИИ ТКАНЕЙ И ШВОВ ДЛЯ ХИРУРГИЧЕСКИХ РОБОТОВ В СРЕДЕ GAZEBO

ON VIRTUAL MODELING OF TISSUES AND SUTURES FOR SURGICAL ROBOTS IN GAZEBO ENVIRONMENT

Сагитов Артур Газизович, Цой Татьяна Григорьевна, Шабалина Ксения Сергеевна,
Лавренов Роман Олегович, Магид Евгений Аркадьевич

Artur Sagitov, Tatyana Tsoy, Ksenia Shabalina, Roman Lavrenov, Evgeni Magid

Кафедра интеллектуальной робототехники,

Высшая школа информационных технологий и информационных систем (ИТИС),

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Казанский (Приволжский) федеральный университет"

Аннотация: В статье представлена модель хирургической нити для моделирования сшивания мягких тканей. Нить моделируется как кусочно-полиномиальная параметрическая кривая, построенной через точки прокола. Используя ограничений типа «скользящая точка», кривая может свободно перемещаться в пространстве, при условии соблюдения ограничений прохождения кривой через определенные точки прокола. Вводятся также дополнительные ограничения на направления движения сплайна через эти точки. Модель для верификации была интегрирована в систему Gazebo для моделирования работы хирургического робота.

Ключевые слова: роботизированная хирургия, наложение шва, закрытие раны

Abstract: We propose a surgical suture model for modeling soft tissue stitching. The thread is modeled as a piecewise polynomial parametric curve that passes via puncture points. Using the sliding point type constraints, the curve can move freely in space, taking into account the constraints on curve passing via certain puncture points. Additional restrictions on movement direction of the spline via these points are also introduced. During verification stage the model was integrated into Gazebo system in order to simulate a surgical robot operation.

Keywords: robotic surgery, suture, wound closure

1 Введение

Сшивание является фундаментальной хирургической процедурой, навыки в выполнении которой хирург должен приобретать на начальных этапах обучения и затем постоянно совершенствовать. Успешное реалистичное моделирование этого сложного домена существенно упростит механическое прототипирование и разработку систем управления хирургических роботов. Помимо модели самого робота необходимо разработать реалистичную модель хирургической нити, чтобы в дальнейшем обеспечить автономное или полуавтономное практическое наложение швов при помощи хирургических роботов в сложных условиях, например, таких как эндоскопические операции. При этом, сама динамическая модель хирургической нити, используемая для моделирования работы робота, должна быть вычислительно эффективным.

Самый простой подход к моделированию хирургической нити состоит в том, чтобы аппроксимировать ее при помощи модели математического маятника, то есть цепью масс, связанных пружинами. Такой метод активно применяется в коммерческих хирургических тренажерах. Некоторые модели заменяют шов на цепи жестко соединенных звеньев. С помощью трёхгранника Френе, движущегося вдоль тонкого твердого звена, можно измерить параметры деформации (растяжение и скручивание), но такой метод пригоден фактически только для статического моделирования.

Существующие типовые алгоритмы моделирования швов выстроены на основе моделей, представленных в работах [2, 5]. Модель шва представлена в виде кривой, и на

каждой итерации моделирования одна точка на этой кривой связана с одной точкой на ткани (с так называемой «точкой прокола»). Во время имитации движения шва требуется позиционное изменение всех таких точек. Если шов должен пройти через несколько точек проколов, соответствующие точки кривой будут перемещены; при этом не гарантируется, что новое решение изменённой модели будет оставаться стабильным. Для решения проблемы стабильности, расстояние, разделяющее две последовательные точки на нити, должно быть достаточно малым, что приводит к необходимости более высокой дискретизации с соответствующим увеличением времени вычисления.

Более того, модели с дискретизацией не сохраняют свойство непрерывности кривой, которое может быть сохранено другими подходами [6]. Как и для моделей органов, мы заинтересованы получить модель нити, где все физические параметры нити являются непрерывными. Так как во время моделирования сшивания любая точка кривой потенциально ограничена точками проколами, также желательно, чтобы ограничения распространялись повсюду вдоль кривой. Для этой цели мы предлагаем новый тип ограничений, которые позволяют моделировать скольжение нити с учетом трения в точках прокола по направлению движения хирургической иглы и, соответственно, нити.

2 Математическая модель хирургической нити

В этом разделе представлена использованная в моделировании адаптированная математическая модель нити, составные элементы которой описаны в работах [7][8]. Мы моделируем нить как параметрическую кривую с несколькими контрольными точками:

$$P(s, t) = \sum_{i=0}^n q_i(t) b_i(s)$$

где s - параметрическая абсцисса, t - время, q_i - положения контрольной точки, n - количество контрольных точек и b_i - базисные функции, специфичные для типа сплайна. Мы предоставляем физические свойства нити (распределение массы) и моделируем движение с помощью уравнения Лагранжа. В этой модели координаты q_i^a , $a \in \{x, y, z\}$ контрольных точек кривой являются степенями свободы нити.

Одной из особенностей модели является то, что все физические свойства непрерывны. К ним относятся внешние силы или ограничения, которые вследствие этого могут быть применены в любой точке нити, а не только в контрольных точках. Обобщенная формула для сил, применяемых в точке P , выражается как $Q_i^a = F \frac{dP}{dq_i^a}$, таким образом, воздействие автоматически распределяется между контрольными точками. Моделируемые внешние силы включают в себя гравитацию, вязкость и трение.

Для контроля деформации нити, мы должны учесть внутреннюю энергию сплайна. Мы определяем набор пружин, связывающих две точки кривой (не обязательно контрольные точки) и обрабатываем с помощью вышеупомянутого метода обобщенного вычисления сил. Использование различных видов пружин, включая пружины кручения, позволяет учитывать все типы растяжения, изгиба и скручивания. Для выполнения физических ограничений, необходимые для задачи наложения шва, нам нужен метод, который удовлетворяет всем ограничениям непрерывно. Вместо использования нестабильных методов проекций [9] мы используем метод множителей Лагранжа, представленной линейной системой:

$$\begin{pmatrix} M & 0 & 0 & -L_x^T \\ 0 & M & 0 & -L_y^T \\ 0 & 0 & M & -L_z^T \\ L_x & L_y & L_z & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} A_x \\ A_y \\ A_z \\ \lambda \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} B_x \\ B_y \\ B_z \\ E \end{pmatrix},$$

где $L = (L_x, L_y, L_z)$ – матрица ограничений, A – ускорение, B – вектор суммы воздействующих сил, E – вектор нарушения ограничений, λ – множители Лагранжа, M – матрица обобщенной массы.

Для имитации сшивания мы используем ограничение типа «скользящая точка», которое позволяет нашей модели нити проходить через точку прокола поверхности ткани и скользить при проходе через нее. Кроме того, направление нити на такой точке ограничивается как ортогональное к поверхности ткани или направлению иглы для более реалистичной симуляции. Для повышения уровня приближенности к реальным условиям физического мира мы используем локальную модель трения, воспроизводящую эффекты кинетического и статического трения.

Мы можем считать, что ограничение «скользящая точка», т.е. прохождения нити через точки прокола, аналогично ограничению фиксирования точки одним параметром динамической абсциссы. Такое ограничение записывается как три выражения (по одному для каждой координаты), которые мы обозначаем g и записываем как: $g(q, \dot{q}, t, s(t)) = P(s(t), t) - P_0$. Уравнение $g = 0$ определяет, что некоторая точка сплайна должна находиться в позиции P_0 , которую мы будем считать фиксированной. Для выполнения условия минимизации энергии ограниченной динамической системы функция $s(t)$ будет меняться со временем. Теоретические основы ограничения подробно описаны в работе [10].

Для полного моделирования задачи наложения швов, сплайн должен проходить через несколько точек прокола P_0^i , что подразумевает несколько переменных s^i . Система решается за время $O(c_n^2 + c^2 n + c_g \cdot c^2)$, где c_g – число неизвестных s^i . Для соблюдения условия ортогональности нити к поверхности ткани, мы определяем дополнительные ограничения. Используя желаемое векторное направление T_0 и скользящую точку $P(s(t), t)$, с заданным направлением, мы определяем локальную координатную систему $(P(s(t), t); T_0, u, v)$, вычисляя u и v (нормали локальной плоскости, касательной к ткани в точке P). Ограничение определяется через условие ортогональности скользящей точки к вектору u . Определив аналогичное условие для вектора v , мы ограничиваем направление точки скольжения в одном направлении.

$$\begin{aligned} c_1(q, \dot{q}, t, s(t), u) &= \frac{dP}{ds}(s(t), t)u = 0 \\ c_2(q, \dot{q}, t, s(t), v) &= \frac{dP}{ds}(s(t), t)v = 0 \end{aligned}$$

Чтобы определить, какая модель трения (статическая или кинетическая) должна быть применена в точке скольжения P , мы проверяем скорость V и локальную касательную $T = dP/ds$. Этот алгоритм применяется ко всем точкам прокола. Далее проверяется наличие сил статического и кинетического трения в каждой точке. Если силы трения статичны повсюду, вычисление сил закончено. Однако, если одна или несколько точек находятся в кинетическом случае, расчетные силы трения должны быть введены в систему для повторного решения.

3 Интеграция модели в систему Gazebo

Наша реализация осуществляется в рамках системы физического моделирования Gazebo [11], с существующими процедурами определения пересечений, включая собственные столкновения. Эта система также дает доступ к большому выбору методов численного интегрирования, которые необходимы для вычисления движения нашей модели. Модуль имеет прямой доступ ко всем функциям Gazebo через стандартные классы C++.

Модуль моделирования нити привязан к определенной модели в Gazebo и управляет ею. Системный модуль указан в конфигурации и загружается первым во время запуска Gazebo.

Модуль, скомпилированный как общая библиотека, прикрепляется к модели, указанной в SDF-файле. При запуске Gazebo анализирует файл SDF, находит плагин и загружает код.

Между каждым шагом моделирования модуль вызывает функции для приложения усилий к телу. Эти силы добавляются к силовым аккумуляторам объекта твердого тела. Когда произойдет следующий шаг моделирования, сумма всех приложенных сил будет использована для расчета сил реакции. Аккумуляторы сил устанавливаются равными нулю после каждого шага интегратора.

4 Результаты моделирования

Интерполяция сплайна позволяет использовать ограниченное количество контрольных точек. Для моделирования процесса сшивания необходимо обеспечить необходимое количество степеней свободы для учета всех ограничений. В настоящее время ведутся работы над методами позволяющими локально увеличивать количество контрольных точек при удалении других в областях с низкой кривизной. В нашем эксперименте мы видим, что даже для сложных геометрических конфигураций (таких как узел) количество контрольных точек остается одинаковым (Рис.1).

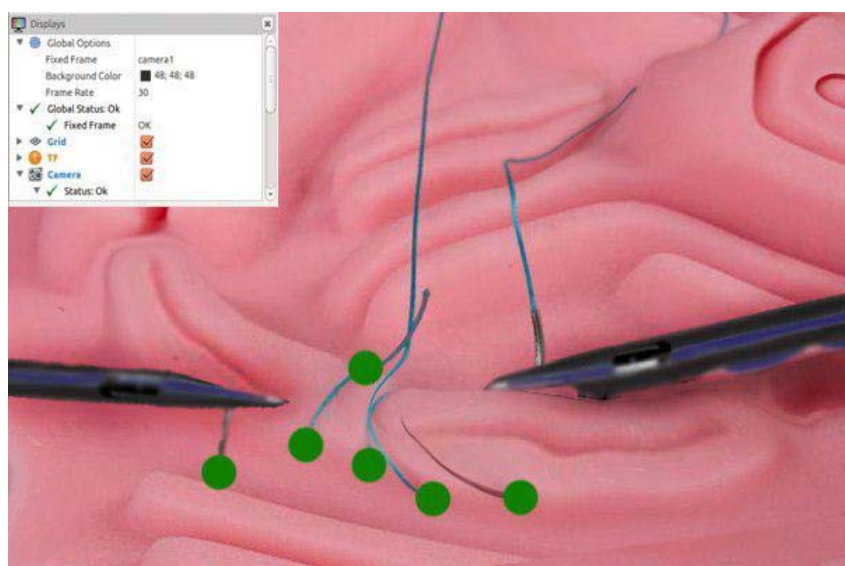


Рис.1. Модель ткани и нити в системе Gazebo.

5 Выводы

В этой статье мы рассмотрели интеграцию динамической модели хирургических нитей с системой Gazebo, позволяющими выполнять моделирование наложения шва на объекты, представляющих собой мягкие ткани. Ограничения позволяют обусловить прохождение хирургической нити через точки прокола, накладывать ограничение на направление нити в этой точке и учитывать трения между нитью и тканью. Для достижения полного моделирования швов необходимо доработать модель, учитывая физические свойства реальных нитей. В данной статье также не затрагивается тема выполнения узлов из нити, которое потребует методов множественного разрешения. В дальнейшем планируется не только осуществить вышеперечисленные доработки модели, но и интегрировать полученную модель в систему автономного наложения хирургических швов, общая архитектура которой была представлена в наших предыдущих работах [12].

Список литературы

- 1 J. Phillips, A. Ladd, and L. Kavraki. Simulated knot tying. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, pages 841–846, Washington, May 2002.
- 2 M. LeDuc, S. Payandeh, and J. Dill. Toward modeling of a suturing task. In Graphics Interface'03 Conference, pages 273–279, Halifax, June 2003.
- 3 J. Brown, K. Montgomery, J.-C. Latombe, and M. Stephanides. A microsurgery simulation system. In MICCAI01, Utrecht, October 2001.
- 4 D. Pai. Strands: Interactive simulation of thin solids using cosserat models. Computer Graphics Forum (Proceedings of EUROGRAPHICS'02), 21(3), September 2002.
- 5 J. Brown, K. Montgomery, J.-C. Latombe, and M. Stephanides. A microsurgery simulation system. In MICCAI01, Utrecht, October 2001.
- 6 D. Terzopoulos, J. Platt, A. Barr, and K. Fleisher. Elastically deformable models. Computer Graphics (Proceedings of ACM SIGGRAPH 87), 21(4):205–214, July 1987.
- 7 J. Lenoir, P. Meseure, L. Grisoni, and C. Chaillou. Surgical thread simulation. In Modelling and Simulation for Computer-aided Medicine and Surgery (MS4CMS), volume 12, pages 102–107, Rocquencourt, November 2002. INRIA, EDP Sciences.
- 8 J. Lenoir, P. Meseure, L. Grisoni, and C. Chaillou. (2004) A Suture Model for Surgical Simulation. In: S. Cotin, D. Metaxas (eds) Medical Simulation. ISMS 2004. Lecture Notes in Computer Science, vol 3078. Springer, Berlin, Heidelberg.
- 9 J.C. Platt and A.H. Barr. Constraint methods for flexible models. Computer Graphics (Proceedings of ACM SIGGRAPH 88), 22(4):279–288, August 1988.
- 10 Y. R'émion, J.M. Nourrit, and D. Gillard. Dynamic animation of spline like objects. In WSCG'1999 Conference, pages 426–432, Plzen, February 1999.
- 11 N. Koenig and J. Hsu. The many faces of simulation: Use cases for a general purpose simulator. ICRA'13 Workshop on Developments of Simulation Tools for Robotics & Biomechanics, 2013.
- 12 A. Sagitov, T. Tsoy, H. Li, E. Magid. Automated open wound suturing: detection and planning algorithm. Journal of Robotics, Networking and Artificial Life – 2018, Volume 5, Issue 2, September 2018, pp. 144–148.

* Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ и Правительства Республики Татарстан в рамках научного проекта №18-48-160037.