

УДК 615.47:617-089

**СИСТЕМА КОНТРОЛЯ
ДИСТРАКЦИОННЫХ УСИЛИЙ В ПРОЦЕССЕ
АВТОМАТИЗИРОВАННОГО УДЛИНЕНИЯ
КОНЕЧНОСТИ**

Ф.Ю. Блынский, М.П. Сульдин*

Томский политехнический университет
*Томский Государственный университет систем
управления и радиоэлектроники
E-mail: blynskiyf@tpu.ru**Блынский Федор Юрьевич**,
студент кафедры промышленной и медицинской электроники Института неразрушающего контроля ТПУ.

E-mail: blynskiyf@tpu.ru

Область научных интересов: автоматизированная distraction костной ткани, системы управления медицинскими комплексами.

Сульдин Максим Петрович,
студент кафедры промышленной электроники Факультета электронной техники Томского Государственного университета систем управления и радиоэлектроники.

E-mail: suldin@pismorf.com

Область научных интересов: интерфейс мозг-компьютер, энцефалография.

Разработан модуль измерения distractionных усилий на основе применения тензорезистивного датчика, который позволяет в реальном времени осуществлять контроль натяжения конечности. Представлен пример интерфейса пользователя, отображающего текущее значение усилия, приложенного к костной ткани, и динамику его изменения в течение всего distractionного процесса.

Ключевые слова:

Distractionный остеосинтез, аппарат Илизарова, автоматизированная distraction, удлинение конечностей.

Усилие, создаваемое аппаратом чрескостного distractionного остеосинтеза, является одним из основных параметров процесса удлинения конечности человека

и/или коррекции ее формы [1]. Оценка этого параметра позволяет определять величину натяжения конечности, обеспечивая тем самым более качественный контроль состояния костной ткани.

На протяжении многих лет врачами-ортопедами отмечается необходимость контроля фактической величины distractionных усилий. Но несовершенство средств фиксации конечности не позволяло определять изменение натяжения костной ткани в процессе ее удлинения [1]. Данной проблеме уделяется внимание в ряде литературных источников [2, 3].

В настоящее время нагрузка на конечность в процессе ее удлинения определяется темпом и ритмом distractionного процесса. Для измерения distractionных усилий используются различные механические динамометры: кольцевые, пружинные динамометры специальной формы, позволяющие нивелировать влияние изгибающего момента [4], датчики на основе пневматического манометра [5], компрессионно-distractionное устройство на основе динамометрической скобы [6]. Предложенные механические методы регистрации distractionных усилий имеют ряд недостатков, которые заключаются в необходимости постоянного контроля за показаниями прибора, ограниченности шкалы измерения, отсутствии регуляции темпа distraction в зависимости от показаний прибора.

Отмечается, что наибольшей точностью измерения обладают тензорезистивные датчики, которые предоставляют возможность вычисления текущего натяжения костной ткани в любой момент терапевтического процесса [7]. В работе [8] предлагается модуль измерения distractionных усилий. В его основе лежит использование мостового включения тензорезистивных датчиков, что позволяет регистрировать малое приращение удлиняемой конечности. Принципиальная схема модуля приведена на рис. 1.

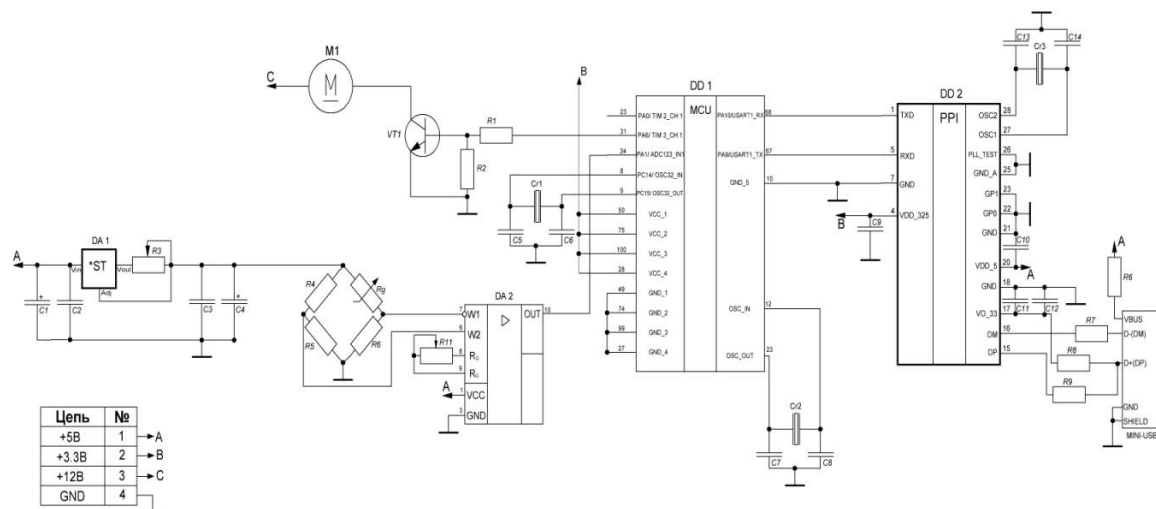


Рис. 1. Принципиальная схема модуля измерения дистракционных усилий

Важным условием применения мостовой схемы включения тензорезистивных датчиков является обеспечение баланса моста: $R_4 = R_5$, $R_6 = R_7$. Малейшее изменение сопротивления одного из тензорезисторов вызывает дисбаланс моста, и на его выходе появляется напряжение, эквивалентное изменению сопротивления. Для расчета относительной деформации тензорезистора используется следующее соотношение:

$$\frac{U_0}{U_{in}} = \frac{GF \cdot \varepsilon}{4} \cdot \frac{1}{1 + GF \cdot \frac{\varepsilon}{2}}, \quad (1)$$

где U_0 – напряжение на выходе моста; U_{in} – напряжение питания моста; GF – коэффициент тензочувствительности тензодатчика; ε – относительная деформация тензорезистора. Коэффициент тензочувствительности является справочной величиной и определяется материалом тензодатчика. Зная напряжение на входе и выходе моста, по формуле (1) можно рассчитать относительную деформацию ε .

В свою очередь, величина силы, приложенной к конечности, определяется как:

$$F = S \cdot K \cdot \varepsilon, \quad (2)$$

где S – площадь поперечного сечения удлиняемого сегмента костной ткани, K – модуль упругости костной ткани. Значение ε , вычисленное по формуле (1), подставляется в (2), и, таким образом, определяется усилие F , приложенное к конечности.

В разработанном модуле для минимизации пульсаций выходного напряжения питание моста осуществляется источником тока, реализованным на микросхеме стабилизатора DA1. Амплитуда выходного напряжения тензодатчика составляет единицы–десятки мВ. Поэтому необходимо усиление этой величины для возможности обработки показаний датчика микроконтроллером. Для этого был использован инструментальный дифференциальный усилитель для тензодатчиков (DA2). Усиленный сигнал поступает на микроконтроллер STM 32 (DD1) и после обработки передается на ПК по интерфейсу USB.

Алгоритм работы модуля представлен на рис. 2. Следует отметить, что в программе работы микроконтроллера были реализованы пороговые уровни, в соответствии с которыми задавался коэффициент заполнения импульсов таймера ТИМ 3, работающего в режиме ШИМ-генератора. Если значение натяжения костной ткани будет ниже требуемого уровня, то возрастет длительность импульса, увеличивая тем самым скорость оборотов, а следовательно, и усилие, создаваемое двигателем М (рис. 1), управляемым ТИМ 3. Значит, возрастет темп дистракции удлиняемой конечности. По мере увеличения натяжения костной ткани усилие, создаваемое двигателем, будет уменьшаться, что предупредит возможность повреждения удлиняемого

сегмента. Применение данного алгоритма работы позволит обеспечить саморегуляцию биотехнической системы аппарат–организм.

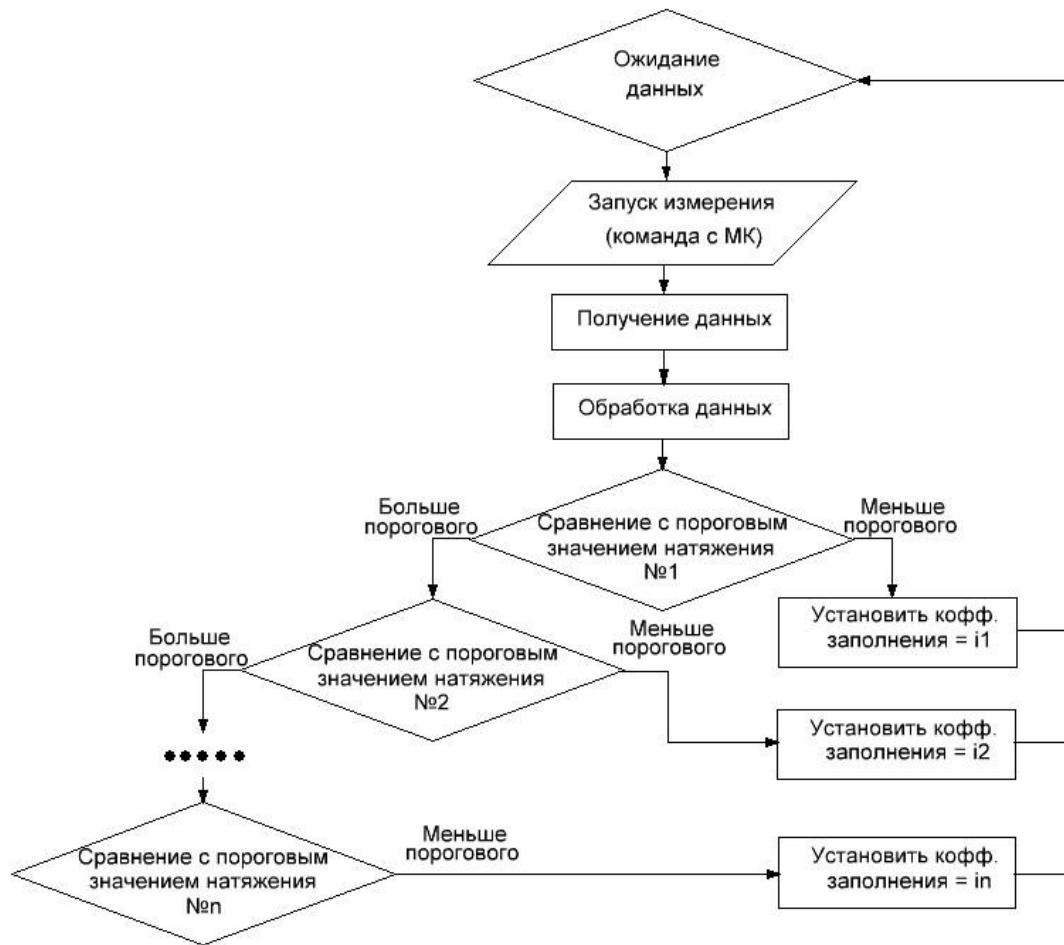


Рис. 2. Алгоритм работы модуля измерения дистракционных усилий

Для врача высокую информативность представляют величина и динамика изменения дистракционных усилий. Ввиду отсутствия визуализации этих параметров ортопедам приходится полагаться на свой опыт, квалификацию и даже на интуицию. Помимо этого, возникает необходимость проведения дополнительных рентгенографических исследований для определения состояния костного регенерата и направления траектории роста конечности, что значительно увеличивает лучевую нагрузку на пациента. Таким образом, возникает актуальность разработки пользовательского интерфейса, отображающего основные параметры дистракционного процесса в удобном и понятном для врача виде.

При помощи кросс-платформенного инструментария для проектирования ПО Qt 4.8.4 было разработано приложение VTV v1.0.1, позволяющее визуализировать приложенное к конечности усилие (рис. 3). В главном окне программы содержится информация о текущем значении натяжения костной ткани. Кроме того, показана графическая зависимость динамики изменения величины усилия, приложенного к костной ткани, от времени дистракционного процесса.

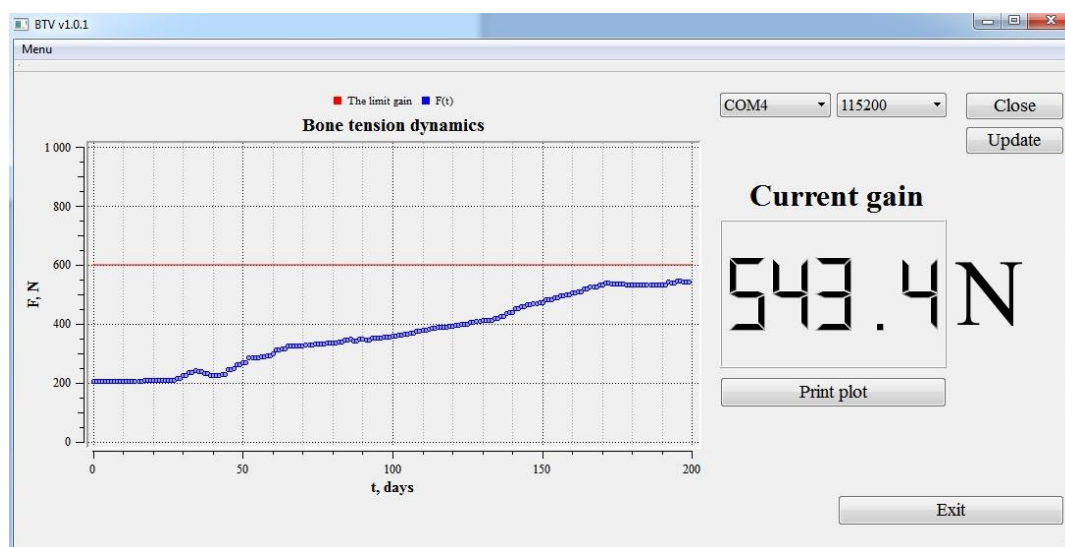


Рис. 3. Интерфейс приложения для визуализации дистракционных усилий

При превышении значения усилия, приложенного к конечности, включается цветовая сигнализация, указывающая на необходимость применения оперативных мер вмешательства (рис. 4).

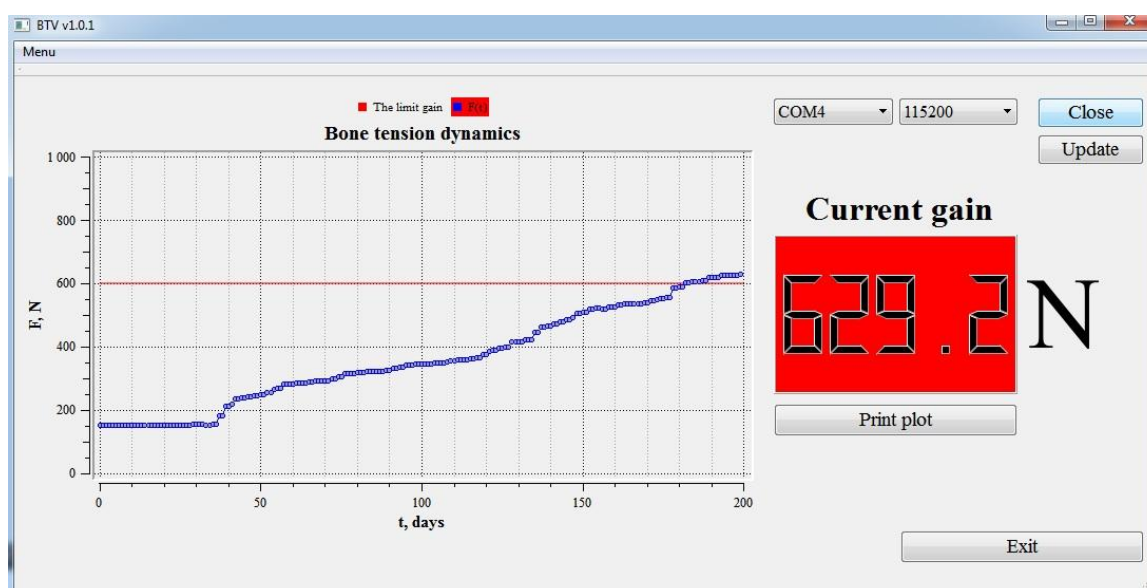


Рис. 4. Пример цветовой сигнализации при превышении требуемого уровня усилия в процессе дистракции костной ткани

Алгоритм работы программы приложения изображен на рис. 5.

С разработкой интерфейса пользователя появляется возможность создания базы данных пациентов ортопедических отделений. В информационной карте каждого больного будет отображаться динамика изменения величины натяжения удлиняемой конечности, что позволит медицинскому персоналу осуществлять более качественный контроль за состоянием каждого пациента.

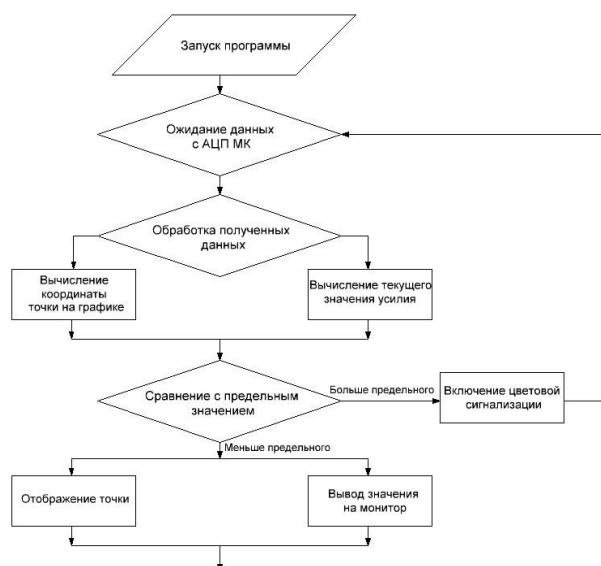


Рис. 5. Алгоритм работы приложения

Преимущества измерения дистракционных усилий с их последующей визуализацией очевидны: врачам предоставляется инструмент для гибкого контроля параметров дистракционного процесса. Ввиду значительного различия в возрасте пациентов появляется возможность удлинения конечности с учетом анатомо-физиологических особенностей больных, что в итоге улучшит качество процесса дистракции костной ткани. В перспективе планируется минимизировать погрешность измерений системы с одновременным увеличением ее чувствительности.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Шевцов В.И., Попков А.В. Оперативное удлинение нижних конечностей. – М.: Медицина, 1998. – 130 с.
2. Попков А.В., Попков Д.А., Немков В.А. Биомеханические аспекты адаптивно-восстановительных изменений в дистракционном регенерате кости // Гений ортопедии. – 1996. – № 1. – С. 47–49.
3. Попков А.В., Гореванов Э.А., Аборин С.А. Некоторые биомеханические условия билокального дистракционного остеосинтеза // Гений ортопедии. – 2000. – № 4. – С. 19–23.
4. Введенский С.П., Ермаков В.А., Датчикова Л.К. Динамика дистракционных усилий при удлинении голени и бедра // Восстановительное лечение при травмах и ортопедических заболеваниях: Сб. науч. трудов. – Л., 1978. – С. 105–110.
5. Pfluger G., Wolner Ch., Thoa H. et al. Objektivierung des Gesamtwiderstandes bei der Beinverlängerung // Orthop. Prax. – 1976. – Н. 2. – S. 160–164.
6. Шевченко Г.И., Гребенко Л.А., Исмаилов Г.Р. Устройство для измерения дистракционных усилий при лечении больных с синдактилией пальцев кисти и стопы // Гений ортопедии. – 1999. – № 1. – С. 82–84.
7. Попков А.В., Рущ Ф.Я., Зырянов С.Я. Динамика дистракционных усилий при удлинении голени по Илизарову // Проблемы чрескостного остеосинтеза в ортопедии и травматологии.: Сб. науч. трудов. Вып. 8. – Курган, 1982. – С. 139–143.
8. Блынский Ф.Ю. Модуль измерения дистракционных усилий для автоматизированной системы удлинения конечностей // Современные техника и технологии СТТ'2013: Труды Междунар. научно-практ. конф. студентов, аспирантов и молодых ученых. (в печати).

Поступила 25.06.2013 г.