

УДК 004.925.84

П.С. Носов, канд. техн. наук,  
В.Д. Яковенко, канд. техн. наук, Херсон, Україна,  
В.М. Тонконогий, д-р техн. наук, Одесса, Україна

## **УСТРОЙСТВО ДЛЯ КОМПЬЮТЕРНОЙ КОРРЕКЦИИ ОТКЛОНЕНИЙ ОСАНКИ**

*Запропонована методика попередження й лікування сколіозу, а також конструкція пристрою для її реалізації, заснована на розпізнаванні ступеня й причин зміни постави. Запропонований пристрій дозволяє усунути погрешності постави й попередити сколіоз на його ранніх стадіях.*

*Предложена методика предупреждения и лечения сколиоза, а также конструкция устройства для ее реализации, основанная на распознавании степени и причин изменения осанки. Предложенное устройство позволяет устранить погрешности осанки и предупредить сколиоз на его ранних стадиях.*

*The technique of the prevention and scoliosis treatment, and also device design for its realization, based on recognition of degree and the reasons of bearing change is offered. The device allows to eliminate errors of a bearing and to warn scoliosis at its early stages.*

Проблемы искривления позвоночника, особенно среди молодых людей, в последнее время получают все большее распространение [1]. Медиками разработаны методики лечения отклонений осанки, как радикальные (хирургические), так и реабилитологические, опирающиеся на специальные приспособления. Такими приспособлениями традиционно являются корсеты, позволяющие с одной стороны выровнять положение спины пациента, а с другой – снизить нагрузку на позвоночник, уменьшив усилия, развивающиеся группами мышц, отвечающими за поддержание баланса позвоночника.

Однако у такой методики существует один принципиальный недостаток – корсет лишь кратковременно снимает нагрузку на позвоночник, позволяя ему занимать правильное положение, а при снятии корсета пациент уже не в силах самостоятельно стабилизировать нужное положение.

Кроме того, для комплексного лечебно-профилактического воздействия современные корсеты не используют все доступные ресурсы, в то же время очевидно, что на базе корсета можно дополнительно реализовать такие опции, которые должны позволить повысить его эффективность:

- компьютеризированная система мониторинга,
- модули активного взаимодействия с телом пациента,
- возможность точной настройки корсета,
- синхронизация и обмен данными с вспомогательными устройствами.

Целью настоящей работы является создание нового компьютеризированного устройства для коррекции состояния позвоночника.

Первым этапом в создании конструкции корсета является разработка 3D модели составного сегмента в системе САПР Delcam Powershape имитирующего позвоночник человека [2].

Конструкция должна отвечать следующим требованиям:

1. Компактный размер. Уменьшение размера конструкции позволит увеличить количество сегментов, которые в свою очередь повысят объем получаемых данных и точность координат.

2. Прочность и внутреннее пространство. Каждый сегмент выступает носителем для модуля измерения координат.

3. Модифицирование. Возможность модифицирования конструкции является важным критерием, который делает устройство универсальной основой для конструктивных изменений.

4. Крепление к телу. Крепление к телу носителя может быть как с помощью ремешков или корсета, так и с помощью фиксации под низким давлением.

С учетом всех критериев и требований, сегмент конструкции приобрел оптимальные формы (Рис. 1):

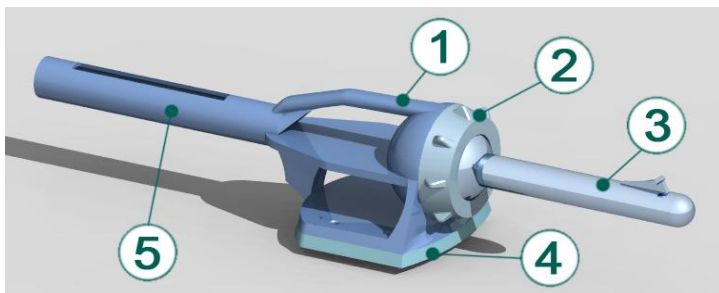


Рисунок 1 – Сегмент конструкции корсета

Основой будущего корсета является металлическая конструкция (1), в которой установлены все сенсоры и модули. Конструкция состоит из скрепленных сегментов, которые имеют возможность движения в трех направлениях, благодаря наличию шарнирных креплений (3).

Расстояние между сегментами регулируется вручную шарнирными гнездами (5). Отделение одного сегмента от другого возможно при снятии крышки шарнира (2), таким образом можно менять количество сегментов и длину конструкции в целом.

Для создания области низкого давления каждый сегмент оснащен системой вывода воздуха (8) (рис. 2). Отверстие в сегменте (7) и система вывода воздуха соединены трубками, также сегменты соединены трубками,

создавая целостную вентилирующую систему.

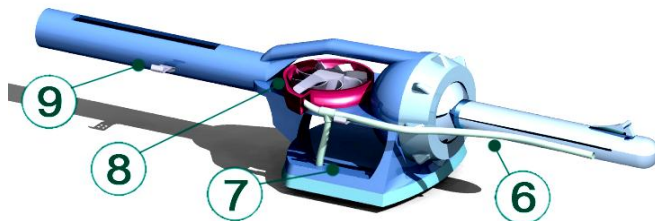


Рисунок 2 – Общий вид сегмента с системой отвода воздуха

Сегмент оснащен дном (4, рис. 1), которое выполняет функцию фиксации и не позволяет сегменту скользить по телу носителя. Материал днаща - упругий полимер или резина. Дно (рис. 3) имеет пустое внутреннее пространство (11), из него выходят отверстия с присосками (10). Воздух может циркулировать через верхнее отверстие (7) и через отверстия-присоски (12). Создание области низкого давления во внутреннем пространстве дна, заставляет присоски прижиматься к телу пациента, тем самым фиксируя сегмент на определенном участке тела.

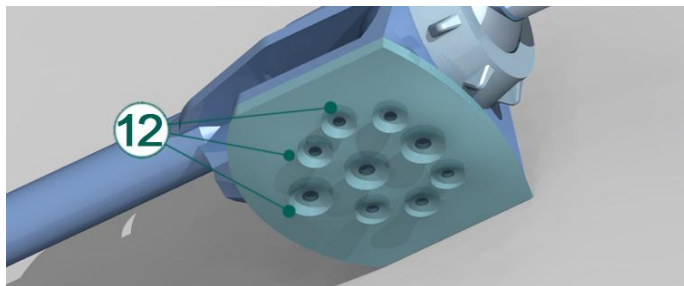
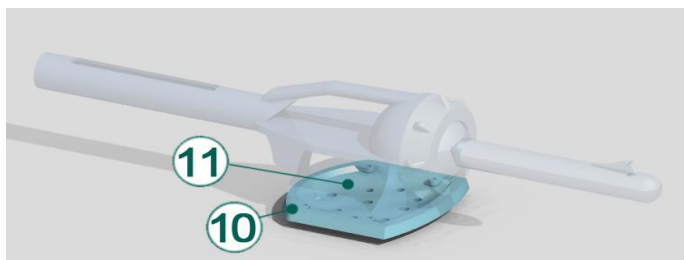


Рисунок 3 – Элемент фиксации сегмента

Для определения координат сегментов было решено применить 3-х осевые акселерометры, которые передают данные положения в пространстве через общую шину данных к микроконтролеру (Рис. 4) [3, 4]. Акселерометр установлен во внутреннее пространство на первый или второй уровень.

Допустимое положение спины устанавливается врачом, при нарушении положения носитель получит виброимпульс и изменит положение осанки. Это позволит построить 3D модель оценивания траектории движений пациента [5, 6].

Каждый акселерометр конструкции во время работы будет предоставлять исходные данные в виде ускорения (в нашем случае гравитации)  $G$  на каждую ось. С помощью алгоритма и полученных данных, можно определить положение сегмента с погрешностью до 1 градуса.

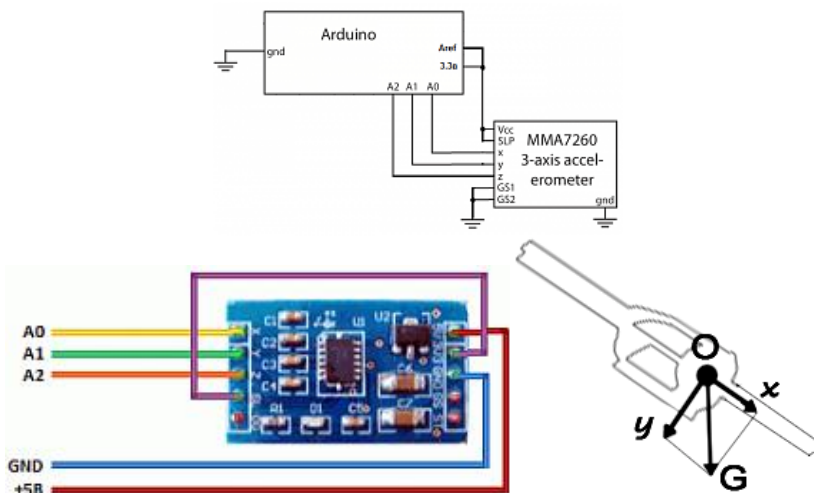


Рисунок 4 – 3-х осевой акселерометр MMA7260

Сигнал с меткой имеет следующий вид:

$[N][x:0.000; y:0.000; z:0.000;]$ , где  $N$  – это порядковый номер сегмента;  $x, y, z$  – значение ускорения по каждой из осей.

Алгоритм выполняется в программном интерфейсе. С помощью порядковых номеров можно получить схематическое отображение положения каждого сегмента. Если известно положение первого сегмента, то известно радиальное нахождение и следующего сегмента, и так по порядку. Координаты следующего сегмента ориентируются на предыдущий сегмент (Рис. 5). Получение данных происходит в реальном времени.

При работе устройства в автономном режиме, полученные данные поступают на микроконтроллер и блок памяти, которые находятся в первом сегменте. Элемент питания 5В ~1000 м ч обеспечит работу устройства на целый день. Емкость памяти до 2 Мб будет достаточной для непрерывной работы системы.

Алгоритм поделен на 3 этапа вычислений, в каждый из которых использует полученные данные из предыдущего этапа. Результатом алгоритма является визуальная схема построения структуры из сегментов.

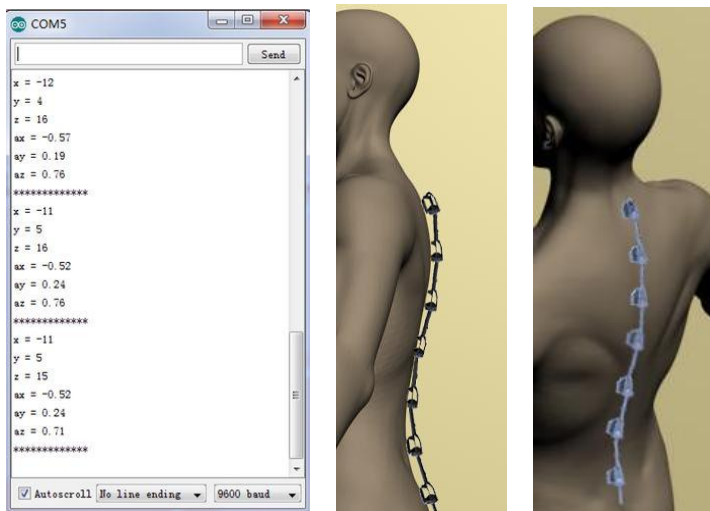
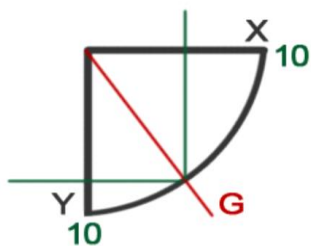


Рисунок 5 – Вид входных данных и 3D модель корсета

Первый этап: преобразование единиц ускорения в положение вектора земного притяжения в градусах.



Для построения двух визуальных схем, необходимо исследовать две плоскости (XY, XZ). Можно получить примерное положение вектора земного притяжения с погрешностью в 1-2 градуса из получаемого значения (от 0 до 9,8 м/с). Если сравнить данные с обеих осей, то точность расчета можно увеличить и сузить погрешность.

Для реализации расчета, оси поделены на 90 равных частей, равные количеству градусов гула пересечения двух осей.

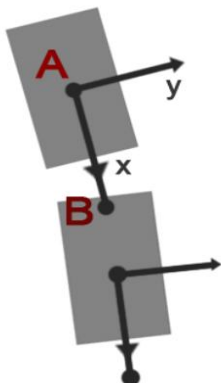
$$\left( \left| \frac{X}{A} \right| + \left| \frac{Y}{A} \right| \right) / 2 = C, \text{ где } X, Y - \text{ данные от каждой оси; } A - \text{ номинал}$$

одного деления  $\frac{G}{90} = \frac{9,8}{90} = 0,108$ ;  $C$  – результат в виде градусов.

Проверка формулы на примере по одной оси:

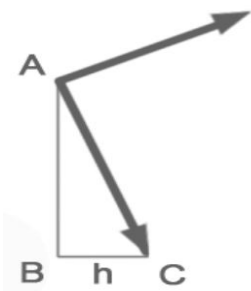
значение на оси  $X = 6,3$  м/с, в результате:  $\frac{6,3}{0,108} = 58^\circ$

Второй этап: получение визуальной схемы из полученных данных 1 этапа.



Полученные данные из первого этапа требуют уточнения. Акселерометр может выдавать отрицательные значения, тем самым придавая смысл направлению вектора в данном алгоритме. В первом расчете использование отрицательного числа не позволит получить среднее значение двух осей, понизив тем самым точность расчета на 50%. Если ось  $Y$  меньше нуля, то сегмент принимает значение, как в первом случае, если наоборот, то сегмент зеркально отображен. Значение, приближенное к нулю означает, что сегмент расположен перпендикулярно к земле.

Третий этап: нахождение точки соединения и построение цепочки.



Для построения схемы структуры, необходимо определить координаты точек соединения между отдельными сегментами (точка  $C$ ). Известны углы  $A$  и  $B$  (90 градусов) и прямая  $AC$ . Мы можем получить угол  $C = (90-A)$ . Необходимо подучить длину отрезков  $AB$  и  $BC$ . Для нахождения используется теорема синусов:

$$\frac{\sin A}{BC} = \frac{\sin B}{AC}$$

Согласно полученным данным, есть возможность определить координаты точки соединения С. Начальная координата точки соединения в каждом последующем сегменте равна точке соединения в предыдущем сегменте.

Отрицательные значение данных по оси Y необходимо для смещения точки крепления вправо или влево, тем самым положив новую начальную точку следующему креплению. Поэтому при учете этого значения, можно получить длину отрезка BC, тем самым определив положение точки крепления и начала координат для следующего сегмента:

$$BC = \frac{AC \cdot \sin B}{A}, \text{ где } S - \text{ переменная отображающая значение оси } Y.$$

Если  $Y < 0$  (сегмент наклонен влево), то переменная  $S = (-1)$ .

Если  $Y > 0$  (сегмент наклонен вправо), то переменная  $S = 1$ .

Конструкция сегмента должна легко поддаваться воспроизведению и серийному производству. Сегмент и другие детали конструкции предполагается изготавливать при помощи многоразовых литевых форм.

Для создания формы за основу берется уже спроектированная деталь. Во избежание конфликтов и ошибок, деталь корректируется при помощи специальных средств, предусмотренных программой САПР Delcam FeatureCAM. Готовая и корректная деталь помещается внутрь заготовки, предварительно присвоив заготовке статус «активный». Обе детали выбираются рамкой, и при помощи операции в заготовке образуется пустое пространство в форме сегмента, сам же сегмент пропадает. Таким образом, получаем слепок сегмента. Полученная видоизмененная заготовка будет разделена на 4 части. Места разреза рассчитывается исходя их формы детали таким образом, чтобы деталь могла быть извлечена из формы без повреждений детали или самой формы (Рис. 6).

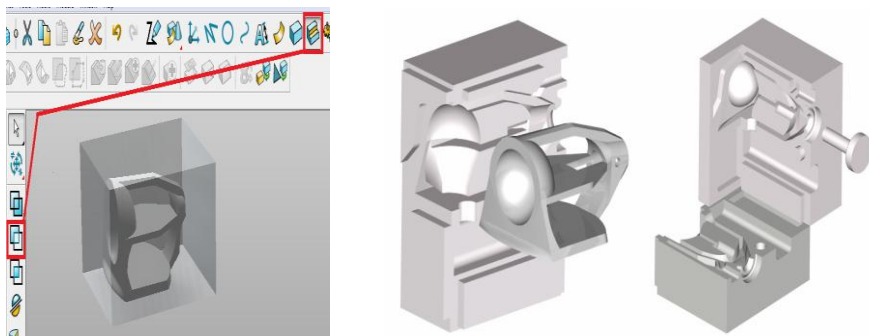


Рисунок 6 – Проектирование пресс-формы

Причиной отсутствия отверстий в изначальном сегменте является их сложность в извлечении изделия из формы, в противном случае пришлось бы делить форму на больше число частей, что усложняет задачу и понижает рентабельность всего воспроизведения.

Delcam FeatureCAM осуществляет подбор материала и создает программные указания для станка с ЧПУ. Станок в свою очередь позволит создать необходимую форму для литья (Рис. 7).

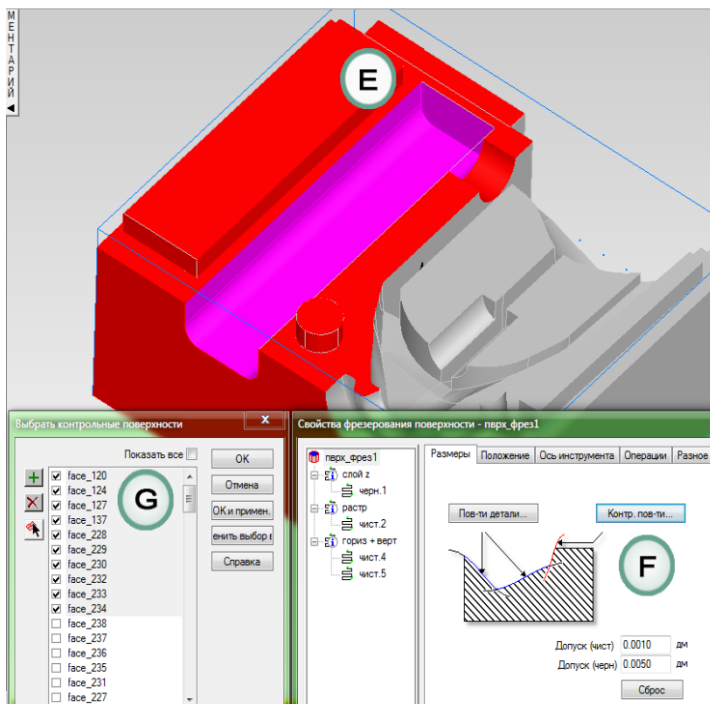


Рисунок 7 – Указание инструмента и режимов резания

На выбор Delcam FeatureCAM предлагает ряд видов эмуляций. Для наглядного изображения правильности выбора метода обработки, выбирается 3D эмуляция. По эмуляции будет видно выполнена ли обработка успешно, не задеты ли другие элементы (Рис. 8). Излишки заготовки удалены.

Сегмент достаточно сложный и требует обработки с трех разных сторон. Это также указывается в программе посредством систем координат и установов.



После указания всех областей обработки и коррекции параметров, полученный сегмент достаточно точно повторяет деталь, которая была получена еще при проектировании в Delcam PowerShape.

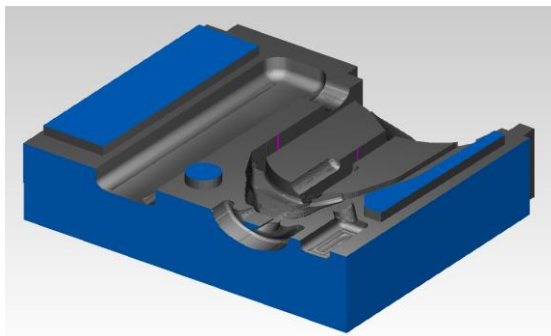


Рисунок 8 – Смоделированная пресс-форма для обработки на станке с ЧПУ

**Вывод.** Предложенное решение предполагает новый подход в диагностике и коррекции осанки человека. Универсальность и легкость эксплуатации делает его доступным, а возможность модифицирования и улучшения позволяет создавать новые методики курсы лечения.

Будущие исследования планируется сосредоточить на построении алгоритмов обработки и идентификации данных электронных элементов конструкции, автоматизированному распознаванию отклонений осанки и созданию системы поддержки принятия решений для результативной диагностики и лечения пациентов.

**Список использованных источников:** 1. Сколиоз [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://www.медлаб.рф> /ортопедия/ искривление позвоночника. 2. *Nosov P.S.* 3D modelling of rehabilitation corset with use of PowerSHAPE Delcam [Текст] /P.S. Nosov, A.D. Yalansky, V.O. Iakovenko // Інформаційні технології в освіті, науці та виробництві. - Вип. 1(2) - Одеса: Наука і техніка, С. 222-231. 3. 3-осевой акселерометр MMA7260 [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://compcar.ru/forum/showthread.php?t=7830> 4. *Тонконогий В.М.* Управление объединенными технологическими процессами [Текст] / В.М. Тонконогий // Тр. Одес. политехн. ун-та. Одесса: ОНПУ. Вып.1(21). 2004. – С. 96-101. 5. *Носов, П.С.* Применение адаптивных функций для влияния на модель знаний студента [Текст] / П.С. Носов, В.М. Тонконогий, О.Е. Яковенко // Тр. Одес. политехн. ун-та. Одесса: ОНПУ. Вып.1(25). 2006. – С. 118-122. 6. *Носов П.С.* 3D оценивание траектории обучения студента [Текст] / П.С. Носов, В.М. Тонконогий // Тр. Одес. политехн. ун-та. – Одесса: ОНПУ, 2007. – Вып. 2(28). – С. 129-131.

*Поступила в редколлегию 17.07.2013*