

Сглаживание поверхностей 3D-моделей протезно-ортопедических изделий

А. Р. Суфэльфа^{1,2✉}, А. С. Вознесенский², Д. И. Каплун²

¹ ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г. А. Альбрехта Минтруда России, Санкт-Петербург, Россия

² Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ"
им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург, Россия

✉ arsufelfa@stud.etu.ru

Аннотация

Введение. Формирование контактной поверхности в протезировании и ортезировании имеет решающее значение для восстановления опорно-двигательных функций человека. Рассмотрены особенности методов снижения уровня шума поверхности трехмерной модели, полученной после оптического сканирования, разработан алгоритм изготовления индивидуального протезно-ортопедического изделия.

Цель работы. Исследование и разработка методов цифровой фильтрации 3D-поверхностей, полученных после оптического сканирования, для дальнейшего моделирования индивидуальных модулей протезно-ортопедических изделий.

Материалы и методы. Предлагается усовершенствовать этап предварительной обработки трехмерной модели с помощью методов сглаживания и шумоподавления. Для тестирования были отобраны 50 оптических 3D-сканов и выбраны алгоритмы устранения шума: билатеральная фильтрация, анизотропное сглаживание, средняя и медианная фильтрация.

Результаты. Исследование проводилось на 3D-сканах усеченных нижних конечностей и заготовок для изготовления ортезов – корсетов Шено, полученных от Института протезирования и ортезирования ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г. А. Альбрехта Минтруда России. Предложен метод очищения от шумов и сглаживания поверхностей 3D-моделей для изготовления протезно-ортопедических изделий. Описание применения подобных методов в литературе найти не удалось, возможно, потому, что для изготовления протезов и ортезов чаще всего используется гипсовая технология. Было рассчитано отношение сигнал/шум по метрике SNR – δ -SNR с усреднением по сканированиям и значениям SNR и среднее время фильтрации. Результаты исследования показывают, что лучшим является метод билатеральной фильтрации с δ -SNR = 11.3362 дБ и временем выполнения 8.8900 с.

Заключение. Применение вышеуказанных методов для предварительной обработки трехмерных оптических сканов человека обеспечило высокие результаты при формировании 3D-моделей модулей протезно-ортопедических изделий. Исследование представляет интерес для работы в направлении автоматизации процессов изготовления протезно-ортопедических изделий, особенно ввиду вызовов современной геополитической обстановки.

Ключевые слова: протезно-ортопедическое изделие, билатеральная фильтрация, анизотропное сглаживание, средняя и медианная фильтрация, 3D-скан

Для цитирования: Суфэльфа А. Р., Вознесенский А. С., Каплун Д. И. Сглаживание поверхностей 3D-моделей протезно-ортопедических изделий // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2024. Т. 27, № 5. С. 108–117. doi: 10.32603/1993-8985-2024-27-5-108-117

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Источник финансирования. Работа выполнена при поддержке Российского научного фонда (грант РНФ 22-19-00573).

Благодарности. Авторы выражают благодарность Институту протезирования и ортопедии ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г. А. Альбрехта Минтруда России за сотрудничество и помощь.

Статья поступила в редакцию 22.04.2024; принята к публикации после рецензирования 28.06.2024; опубликована онлайн 29.11.2024

Mesh Smoothing of 3D Prosthesis and Orthosis Models

Alisa R. Sufelfa^{1,2✉}, Alexander S. Voznesensky², Dmitry I. Kaplun²

¹ Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation, St Petersburg, Russia

² Saint Petersburg Electrotechnical University, St Petersburg, Russia

✉ arsufelfa@stud.etu.ru

Abstract

Introduction. Formation of a contact surface in prosthetics and orthotics is crucial for the restoration of human musculoskeletal functions. This paper considers specific features of methods currently used for denoising of a 3D model surface obtained by optical scanning. An algorithm for manufacturing an individual prosthetic and orthopedic product is developed. The current literature reports no similar methods, which may be explained by the widespread use of gypsum technology for the manufacture of prostheses and orthoses.

Aim. Research and development of digital filtration methods for 3D meshes obtained by optical scanning for further modeling of individual prosthesis and orthosis modules.

Materials and methods. It is proposed to optimize the pre-processing stage of 3D scanned models by applying denoising and smoothing processes. In total, 50 optical 3D scans were selected for testing via the following denoising algorithms: bilateral filtering, vertex-based anisotropic smoothing, mean and median filtering applied to face normals.

Results. The study was conducted using 3D scans of lower limb stumps and Chenault brace orthoses and corsets provided by the Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation. A method for denoising and smoothing of the 3D model surfaces for the manufacture of prosthetic and orthopedic products is proposed. The SNR metric difference $SNR - \delta-SNR$ (with averaging by scans and SNR values) and average execution time were calculated. The bilateral filtration method with $\delta-SNR = 11.3362$ dB and a runtime of 8.8900 s showed the highest efficiency.

Conclusion. The proposed methods for the pre-processing stage of 3D optical scans showed high efficiency in the formation of 3D models of prosthesis and orthosis modules. The results obtained can be used for automating the process of manufacturing various prosthetic and orthopedic products, which is particularly relevant in the context of the modern geopolitical situation.

Keywords: prosthetics and orthotics, bilateral filtering, vertex-based anisotropic smoothing, mean and median filtering, 3D scan

For citation: Sufelfa A. R., Voznesensky A. S., Kaplun D. I. Mesh Smoothing of 3D Prosthesis and Orthosis Models. Journal of the Russian Universities. Radioelectronics. 2024, vol. 27, no. 5, pp. 108–117. doi: 10.32603/1993-8985-2024-27-5-108-117

Conflict of interest. The authors declare no conflicts of interest.

Source of funding. This work was supported by the Russian Science Foundation (grant RSF 22-19-00573).

Acknowledgments. The authors express their gratitude to the Federal State Budgetary Institution "Federal Scientific and Educational Center of Medical and Social Expertise and Rehabilitation n. a. G. A. Albrecht" of the Ministry of Labour and Social protection of the Russian Federation, to the Institute of Prosthetics and Orthotics for cooperation and assistance.

Submitted 22.04.2024; accepted 28.06.2024; published online 29.11.2024

Введение. Автоматизация процесса формирования индивидуального модуля протеза конечности позволяет усовершенствовать технологии производства индивидуальных протезно-

ортопедических модулей. Конечный результат протезирования во многом зависит от качества изготовления приемной гильзы.

Проблема полного прилегания индивидуального модуля протезно-ортопедического изделия важна при изготовлении современных индивидуальных модулей протезно-ортопедических изделий, в частности для корректирующих корсетов (типа Шено). В мировой практике корсетирование уже более 30 лет является основным научно обоснованным методом консервативного лечения промежуточных форм (II–III ст.) сколиоза у детей и подростков [1]. Формирование уникальной индивидуальной контактирующей поверхности протезов и ортезов с телом человека – один из ключевых этапов в процессе протезирования и ортопедической коррекции. Поэтому при протезировании важно точно соблюдать параметры, специфичные для каждого пациента. В настоящее время специалисты по протезированию формируют индивидуальные протезно-ортопедические изделия в цифровой среде вручную с помощью специализированного программного обеспечения. Предобработка заготовок для данных изделий занимает треть от общего времени формирования индивидуального изделия. Однако для выполнения операций предобработки не требуются компетенции специалиста по протезированию, поэтому данный этап может быть автоматизирован.

Общий конвейер технологического процесса формирования цифровой модели протезно-ортопедического изделия, изготавливаемого аддитивным способом, состоит из четырех этапов. На первом этапе происходит снятие индивидуальной формы – оптическое сканирование пациента. На втором этапе необходимо удалить артефакты из цифровой модели, полученной после оптического сканирования, выделить по-

лезную форму и ориентировать ее относительно вертикальной оси декартовых координат. Третий этап – моделирование технического средства реабилитации (протеза или ортеза), четвертый – изготовление индивидуального модуля протеза с использованием 3D-принтера или станка с числовым программным управлением.

Наиболее важные моменты в этом процессе – сканирование культи и обработка цифровой модели усеченной конечности. В то же время для автоматизации наиболее перспективен второй этап, который в настоящее время выполняется вручную с помощью специализированного программного обеспечения [2–4]. При ручном очищении от артефактов цифровой поверхности модели культи, полученной после оптического сканирования, специалист тратит от 40 до 60 мин на удаление артефактов с модели. В то же время, в случае автоматической предварительной обработки модели этап фильтрации 3D-поверхности необходим, поскольку без него невозможна дальнейшая автоматическая предварительная обработка цифровой поверхности.

Цель – исследование и разработка методов цифровой фильтрации 3D-поверхностей, полученных после оптического сканирования, для дальнейшего моделирования индивидуальных модулей протезно-ортопедических изделий.

Материалы и методы. В качестве методов исследования применены: билатеральная фильтрация, анизотропное сглаживание, средняя и медианная фильтрация. Для тестирования были отобраны 50 оптических 3D-сканов Института протезирования и ортезирования ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г. А. Альбрехта Минтруда России, полученных со сканера iSense (3D Systems, США). Характеристики сканера приведены в таблице [5]. Форматы исходных 3D-сканов: OBJ, PLY, STL.

Моделирование проводилось на ПК со сле-

Характеристики 3D-сканера

3D scan characteristics 3D Systems iSense

Характеристика	Значение	Ед. измерения
Точность	1	мм
Скорость сканирования	30	кадр/с
Максимальное разрешение сканирования	640 × 480	пикселей
Максимальное расстояние до объекта	3.5	м
Минимальное расстояние до объекта	0.4	м
Максимальный объем сканирования в автоматическом режиме	3000 × 3000	мм
Максимальный объем сканирования в "ручном" режиме	3000 × 3000 × 3000	мм
Минимальный объем сканируемого объекта	200 × 200 × 200	мм

дующей архитектурой: ОС Win 11 64-бит, ЦП Intel Core i7-12700KF 3.6-5.0 (boost) ГГц (ядра: 8P + 4E, количество потоков: 20), ОЗУ DDR5 Kingston FURY Beast Black RGB 6,0 ГГц, 32 Гбайт, GPU NVIDIA GeForce RTX 3080 GDDR6X 10 Гбайт, ядро CUDA 8704 в ПО MATLAB R2022b 64-бит. Визуализация и анализ выполнены с использованием Meshlab 2022.02 [6].

Результаты. Для полученных оптических 3D-сканов было рассчитано соотношение сигнал/шум по метрике SNR (Signal-to-Noise Ratio) с усреднением по сканированиям и значениям SNR, а также среднее время фильтрации.

Шумоподавление поверхностей 3D-моделей заключается в удалении случайно отсканированных артефактов из файла трехмерной модели (дублирование полигонов), восстановлении разрывов поверхности модели, искажений в области замыкания поверхности (шва) и устранении ее шероховатости. Основными внешними факторами, влияющими на качество съемки при использовании бесконтактных ручных 3D-сканеров, являются освещенность, текстура поверхностей деталей объектов, форма объектов, их подвижность, соответствие техническим требованиям к 3D-сканеру: скорость перемещения; фокусное расстояние. Даже при соблюдении требований к условиям съемки во время 3D-сканирования сегментов человеческого тела могут возникать поверхностные искажения электронной геометрической модели [7–9].

Анализируя существующее программное обеспечение для 3D-моделирования, которое можно использовать при формировании цифровых моделей протезно-ортопедических изделий для их дальнейшего изготовления, можно назвать: "ScanIP", компании "Simpleware" (Великобритания); "Magics", компании "Materialize" (Бельгия) либо "InVesalius", компании "STI" (Бразилия). Для программного моделирования известны специализированные CAD-системы: Bioshape (США); rodin4D NEO (Франция); PandoFit (Болгария); Canfit (Канада); Standard Cyborg Design Studio (США).

Такое программное обеспечение предоставляет инструменты для изменения объема и размерных параметров заготовок (3D-скана усеченной конечности или торса человека), моделирования изделий и позволяет повысить повторяемость изделий за счет анализа предыду-

щего опыта и создания библиотеки моделируемых элементов изделия. В России подобные системы уже используются при изготовлении функционально-корректирующих корсетов. Однако представленные программы не могут предложить оператору цифровую модель, обработанную после оптического сканирования, и ему приходится выполнять обработку вручную, включая сглаживание и шумоподавление полученной цифровой модели.

Алгоритмы сглаживания и шумоподавления используются преимущественно для фильтрации шумов на 2D-изображениях, в описываемой работе рассматривается применение методов фильтрации для сглаживания и шумоподавления 3D-поверхности.

Триангулированная сетка в трехмерном пространстве. Задача уменьшения шумов и сглаживания сетки обусловлена, в частности, методом получения трехмерной поверхности – трехмерным оптическим сканированием. В данном случае для формирования контактной поверхности протеза или ортеза был использован метод ручного трехмерного оптического сканирования сканером iSense (3D Systems, США) [10].

В компьютерной графике и системах автоматизированного проектирования, как и после оптического сканирования, 3D-объекты обычно представляются в виде многоугольных или треугольных сеток [11, 12].

Пусть $M = (V, E, T)$ – треугольная сетка, где $V = \{v_1, \dots, v_m\}$ – множество вершин; $E = \{e_{ij}\}$ – множество ребер; $T = \{t_1, \dots, t_n\}$ – набор треугольников. Каждое ребро $e_{ij} = [v_i, v_j]$ соединяет пару вершин $\{v_i, v_j\}$. Две различные вершины $v_i, v_j \in V$ являются смежными, если они соединены ребром, т. е. $e_{ij} \in E$.

Окрестностью (также называемой кольцом) вершины v_i является множество $v_i^* = \{v_j \in V : v_i \sim v_j\}$. Степень d_i вершины v_i – это просто мощность v_i^* . Обозначим через $T(v_i^*)$ множество треугольников кольца v_i^* , а через t_i^* – множество всех треугольников,

имеющих общую вершину или ребро с треугольником $\mathbf{t}_i \in T$ сетки $M = (V, E, T)$.

Топология триангуляции определяется наборами: вершинами $V = \{1, \dots, n\}$, ребрами $E \subset V \times V$ и гранями $F \subset V \times V \times V$ – n вершин и m граней. Набор граней F хранится в матрице $F \in \{1, \dots, n\}^{3 \times m}$. Позиции $\mathbf{x}_i \in \mathbb{R}^3$ для $i \in V$ из n вершин хранятся в матрице $X_0 = (\mathbf{x}_{0,i})_{i=1}^n \in \mathbb{R}^{3 \times n}$.

Модель шума. Искусственно зашумленная 3D-поверхность формируется случайным смещением вдоль направления нормали, используя аддитивный белый гауссовский шум. Параметр $\rho > 0$ управляет количеством шума. Нормали к сетке $N = (\mathbf{N}_i)_{i=1}^n$ рассчитываются усреднением нормалей к граням, прилегающим к каждой вершине. Смещая вершины вдоль нормального направления создаем зашумленную сетку:

$$\mathbf{x}_i = \mathbf{x}_{0,i} + \rho \varepsilon_i \mathbf{N}_i \in \mathbb{R}^3,$$

где $\varepsilon_i \sim N(0, 1)$ – реализация гауссовской случайной величины; $\mathbf{N}_i \in \mathbb{R}^3$ – нормаль к поверхности для каждой вершины с индексом i .

SNR (в децибелах) вычисляется как

$$\text{SNR} = 10 \lg \frac{\sigma_{\text{signal}}^2}{\sigma_{\text{noise}}^2} = 10 \lg \frac{\|X\|}{\|X - Y\|},$$

где X – исходный чистый сигнал (эталонный); Y – сигнал без шума.

Билатеральная фильтрация. Билатеральный фильтр – нелинейный сглаживающий фильтр для изображений, сохраняющий границы и уменьшающий шум. Он заменяет интенсивность каждого пикселя средневзвешенным значением интенсивности соседних пикселей, основанным на гауссовском распределении. Важно отметить, что весовые коэффициенты зависят не только от евклидова расстояния между пикселями, но и от радиометрических различий (например, различий в дальности, таких, как интенсивность цвета, расстояние по глубине и т. д.), что позволяет сохранить четкие границы для 3D-модели после фильтрации [13].

Итеративный процесс вычисления новой нормали с использованием билатеральной фильтрации выглядит следующим образом:

$$\mathbf{n}_i^k = \Lambda \left\{ \sum_{\mathbf{f}_j \in N_i} A_j W_s(\|\mathbf{c}_i - \mathbf{c}_j\|) W_r(\|\mathbf{n}_i - \mathbf{n}_j\|) \mathbf{n}_j \right\},$$

где Λ – нормализующий оператор; N_i – множество соседних граней для грани $\mathbf{f}_i$; A_j – площадь грани $\mathbf{f}_j$; $W(x) = \exp(-x^2/(2\sigma^2))$ – гауссиан; $\mathbf{c}_j$ – центр тяжести грани $\mathbf{f}_j$ (точка пересечения медиан треугольника); $\mathbf{n}_j$ – нормаль к грани $\mathbf{f}_j$.

Билатеральный фильтр представляет собой средневзвешенное значение с весом, состоящим из нескольких частей. $W_s(x)$ определяет для грани $\mathbf{f}_i$ значимость грани $\mathbf{f}_j$ с точки зрения расстояния друг от друга – чем больше расстояние, тем меньше вес. Аналогично – $W_r(x)$, только на вес влияет не расстояние между гранями, а разница между векторами нормалей к грани. Также учитывается значение площади грани A_j .

Алгоритм устранения шума билатеральной фильтрации требует от пользователя интерактивного задания двух параметров σ_s и σ_r . Однако отсутствие информации об объекте может повлиять на результат сглаживания поверхности.

Анизотропное сглаживание на основе вершин. Метод анизотропного сглаживания на основе вершин основан на высокой эффективности анизотропной диффузии при устранении шума с изображений [14] и определяется следующим уравнением:

$$\mathbf{v}_t = \text{div} \left(g(|\nabla \mathbf{v}|) \nabla \mathbf{v} \right),$$

где g – весовая функция Коши (также известная как функция Лоренца), задаваемая формулой

$$g(x) = \frac{1}{1 + x^2/c^2}.$$

Здесь c – постоянный настраиваемый параметр.

В дискретной форме анизотропная диффузия на основе вершин определяется следующим правилом обновления:

$$\mathbf{v}_i \leftarrow \mathbf{v}_i + \sum_{\mathbf{v}_j \in \mathbf{v}_i^*} \frac{1}{\sqrt{d_i}} \left(\frac{\mathbf{v}_j}{\sqrt{d_j}} - \frac{\mathbf{v}_i}{\sqrt{d_i}} \right) \times \\ \times \left(g(|\nabla \mathbf{v}_i|) + g(|\nabla \mathbf{v}_j|) \right),$$

где $|\nabla \mathbf{v}_i| = \sqrt{\sum_{\mathbf{v}_j \in \mathbf{v}_i^*} \left\| \frac{\mathbf{v}_i}{\sqrt{d_i}} - \frac{\mathbf{v}_j}{\sqrt{d_j}} \right\|^2}$; $|\nabla \mathbf{v}_j| =$
 $= \sqrt{\sum_{\mathbf{v}_k \in \mathbf{v}_j^*} \left\| \frac{\mathbf{v}_j}{\sqrt{d_j}} - \frac{\mathbf{v}_k}{\sqrt{d_k}} \right\|^2}.$

Среднее и медиана, применяемая к нормальям граней. Фильтрация с использованием среднего значения осуществляется в 3 последовательных этапа [15]:

Шаг 1. Вычисление средневзвешенной по площади нормали к поверхности $\mathbf{m}(\mathbf{t}_i)$ для каждого треугольника сетки $\mathbf{t}_i$:

$$\mathbf{m}(\mathbf{t}_i) = \frac{1}{\sum_{\mathbf{t}_j \in \mathbf{t}_i^*} A(\mathbf{t}_j)} \sum_{\mathbf{t}_j \in \mathbf{t}_i^*} A(\mathbf{t}_j) \mathbf{n}(\mathbf{t}_j).$$

Шаг 2. Нормализация усредненной нормали $\mathbf{m}(\mathbf{t}_i)$:

$$\mathbf{m}(\mathbf{t}_i) \leftarrow \frac{1}{\|\mathbf{m}(\mathbf{t}_i)\|}.$$

Шаг 3. Обновление каждой вершины $\mathbf{v}_i$ в сетке следующим образом:

$$\mathbf{v}_i \leftarrow \mathbf{v}_i + \frac{1}{\sum_{\mathbf{t}_j \in T(\mathbf{v}_i^*)} A(\mathbf{t}_j)} \sum_{\mathbf{t}_j \in T(\mathbf{v}_i^*)} A(\mathbf{t}_j) \pi_i(\mathbf{t}_j),$$

где $\pi_i(\mathbf{t}_j) = \langle \mathbf{e}_{ij}, \mathbf{m}(\mathbf{t}_j) \rangle \mathbf{m}(\mathbf{t}_j)$; $\mathbf{e}_{ij} = \mathbf{c}_j - \mathbf{v}_i$ – вектор, идущий от вершины $\mathbf{v}_i$ к центру $\mathbf{c}_j$ треугольника $\mathbf{t}_j$. Отметим, что по определению скалярного произведения вектор $\pi_i(\mathbf{t}_j)$ является проекцией вектора $\mathbf{e}_{ij}$ на направление нормали $\mathbf{t}_j$.

Вместо вычисления средней нормали к грани на шаге 1 метод угловой медианной фильтрации находит медианный угол θ_i из множества $\{\theta_{ij} = \angle(\mathbf{m}(\mathbf{t}_i), \mathbf{m}(\mathbf{t}_j)) : \mathbf{t}_j \in \mathbf{t}_i^*\}$ из всех соседних треугольников, чтобы заменить нормаль $\mathbf{m}(\mathbf{t}_i)$ центра треугольника на нормаль $\mathbf{m}(\mathbf{t}_j)$.

Набор данных представляет собой 50 трехмерных моделей после сканирования в формате OFF, искаженных аддитивным белым гауссовским шумом в диапазоне 0...40 дБ (с шагом 5 дБ). Для тестирования рассматривался аддитивный белый гауссовский шум, алгоритм с использованием псевдокода приведен ниже.

Псевдокод:

DenoisePoint (вершина $\mathbf{v}$, нормаль $\mathbf{n}$)

$\{\mathbf{q}_i\} = \text{neighborhood}(\mathbf{v})$

$K = |\{\mathbf{q}_i\}|$

sum = 0

normalizer = 0

for i := 1 to K

$t = \|\mathbf{v} - \mathbf{q}_i\|$

$h = \langle \mathbf{n}, \mathbf{v} - \mathbf{q}_i \rangle$

$w_c = \exp(-t^2/(2\sigma_c^2))$

$w_s = \exp(-h^2/(2\sigma_s^2))$

 sum += ($w_c \cdot w_s$) · h

 normalizer += $w_c \cdot w_s$

end

 return Vertex $\hat{\mathbf{v}} = \mathbf{v} + \mathbf{n} \cdot (\text{sum}/\text{normalizer})$

В ходе работы были рассчитаны δ -SNR с усреднением по сканированиям и значениям SNR и среднее время выполнения (рисунок):

• Среднее значение δ -SNR (в децибелах)

для исследованных методов:

– билатеральная фильтрация – 11.3362;

– анизотропное сглаживание на основе вершин – 7.1672;

– среднее и медиана, применяемая к нормальям граней – 3.2043.

• Среднее время выполнения (в секундах)

для исследованных методов:

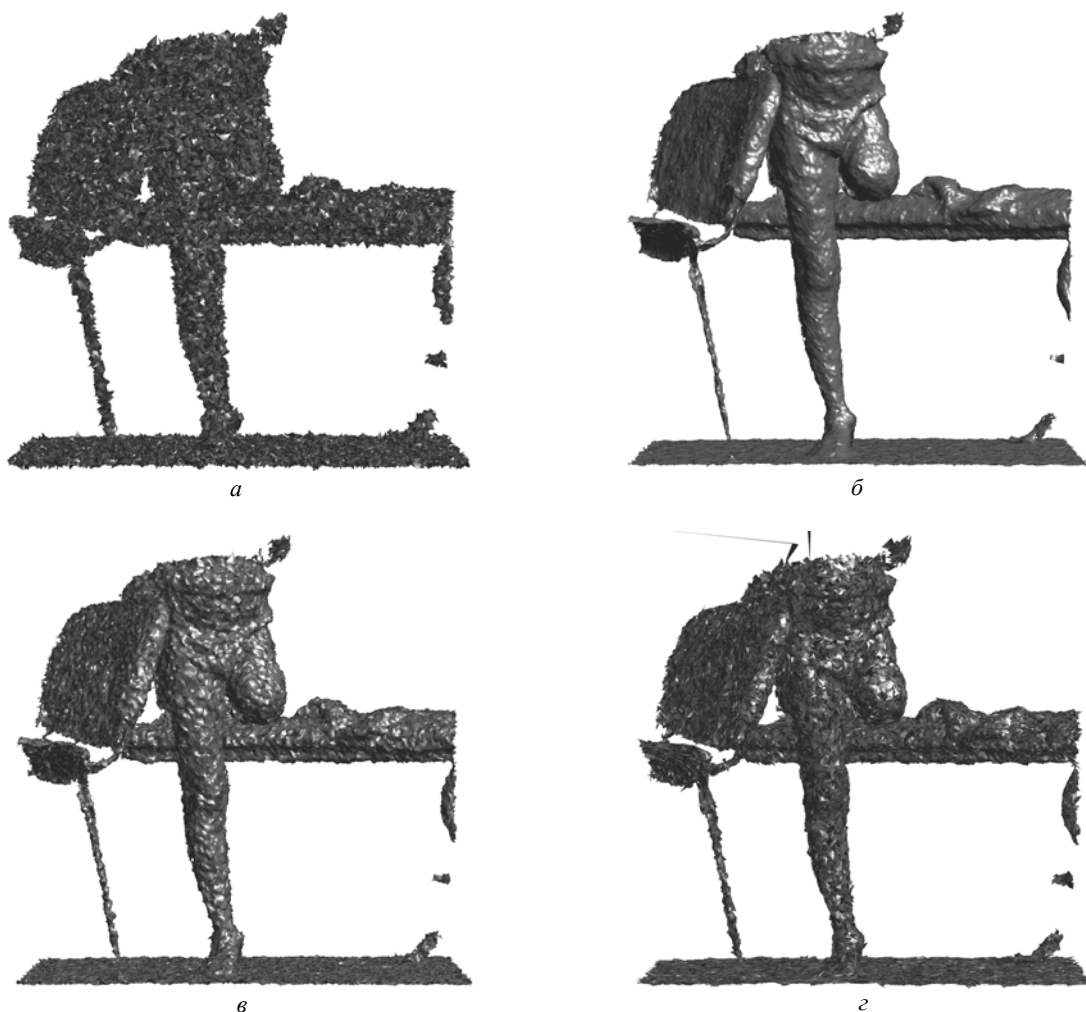
– билатеральная фильтрация – 8.8900;

– анизотропное сглаживание на основе вершин – 0.2435;

– среднее и медиана, применяемая к нормальям граней – 69.4711.

Метод устранения шума и сглаживания цифровой поверхности 3D-модели на основе билатеральной фильтрации ускоряет процесс предварительной обработки в части сглаживания поверхности 3D-модели в 6 раз по сравнению с ручной обработкой специалистом в специализированных программах.

Заключение. Применение исследованных методов для предварительной обработки загото-



Результаты устранения шумов и сглаживания поверхности 3D-модели: *а* – оригинал, SNR = 39.9897 дБ; *б* – билатеральная фильтрация, SNR = 49.8679 дБ; *в* – анизотропное сглаживание на основе вершин, SNR = 46.9479 дБ; *г* – фильтрация по среднему и медиане, применяемая к нормальям граней, SNR = 39.0308 дБ

Results of 3D model surface denoising and smoothing: *а* – original, SNR = 39.9897 dB; *б* – bilateral filtering, SNR = 49.8679 dB; *в* – anisotropic vertex-based smoothing, SNR = 46.9479 dB; *г* – mean and median filtering applied to face normals, SNR = 39.0308 dB

вок протезно-ортопедических изделий, в частности 3D-сканов усеченной конечности и торса человека, дало высокие результаты при формировании цифровых моделей индивидуальных модулей протезно-ортопедических изделий.

По результатам исследования лучшим оказался метод билатеральной фильтрации с δ -SNR = 11.3362 дБ и временем выполнения 8.8900 с. Эффективность разработанного алгоритма билатеральной фильтрации 3D-поверхностей моделей протезов и ортезов оценивалась по соотношению результата и ресурса (времени), так как результаты выполнения сглаживания вручную с помощью специализированного программного обеспечения и с использованием разработанного алгоритма мож-

но считать равными, а затрачиваемый ресурс при обработке вручную в 6 раз больше, что подтверждает высокую эффективность применения разработанного алгоритма.

Процесс производства протезно-ортопедических изделий, в частности индивидуальных модулей протезов конечностей и корсетов Шено, может быть оптимизирован благодаря автоматической обработке трехмерной модели цифровой поверхности. Предложенный способ может быть использован для сглаживания любых поверхностей после оптического трехмерного сканирования. Протезы и ортезы, изготовленные с использованием 3D-сканирования и 3D-печати, демонстрируют высокую эффективность в практическом применении в рамках экспериментального протезирования.

Список литературы

1. Adolescent idiopathic scoliosis: the effect of brace treatment on the incidence of surgery / C. J. Goldberg, D. P. Moore, E. E. Fogarty, F. E. Dowling // *Spine*. 2001. Vol. 26, № 1. P. 42–47. doi: 10.1097/00007632-200101010-00009
2. Condie E., Scott H., Treweek Sh. Lower limb prosthetic outcome measures: a review of the literature 1995 to 2005 // *J. of Prosthetics and Orthotics*. 2006. Vol. 18, iss. 6. P. 13–45. doi: 10.1097/00008526-200601001-00004
3. World Health Organization. Guidelines for training personnel in developing countries for prosthetics and orthotics services. URL: https://www.afro.who.int/sites/default/files/2017-06/who_guidelines_training_personnel_en.pdf (дата обращения 11.10.2024)
4. A scoping literature review of the provision of orthoses and prostheses in resource-limited environments 2000–2010. Part two: research and outcomes / A. J. Ikeda, A. M. Grabowski, A. Lindsley, E. Sadeghi-Demneh, K. D. Reisinger // *Prosthetics and orthotics international*. 2014. Vol. 38, iss. 5. P. 343–362. doi: 10.1177/0309364613490443
5. 3DToday 3D Systems iSense. URL: <https://3dtoday.ru/3d-scanners/3d-systems/isense> (дата обращения 11.10.2024)
6. MeshLab 2022.02 release notes. Official GitHub repository. URL: <https://github.com/cnr-isti-vclab/meshlab> (дата обращения 02.08.2023)
7. Advanced trans-tibial socket fabrication using selective laser sintering / B. Rogers, G. W. Bosker, R. H. Crawford, M. C. Faustini, R. R. Neptune, G. Walden, A. J. Gitter // *Prosthetics and orthotics international*. 2007. Vol. 31, № 1. P. 88–100. doi: 10.1080/03093640600983923
8. Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review / K. A. M. Samuelsson, O. Töytäri, A.-L. Salminen, Å. Brandt // *Prosthetics and Orthotics International*. 2012. Vol. 36, iss. 2. P. 145–158. doi: 10.1177/0309364611432794
9. Developments in the transtibial prosthetic socket fitting process: A review of past and present research / P. Sewell, S. Noroozi, J. Vinney, S. Andrews // *Prosthetics and Orthotics International*. 2000. Vol. 24, iss. 2. P. 97–107. doi: 10.1080/03093640008726532
10. Structure. What are Structure Core's technical specifications? URL: <https://support.structure.io/article/307-what-are-structure-cores-technical-specifications> (дата обращения 03.10.2023)
11. Peyr'e G. The numerical tours of signal processing-advanced computational signal and image processing // *IEEE Computing in Science and Engineering*. 2011. Vol. 13, iss. 4. P. 94–97. doi: 10.1109/MCSE.2011.71
12. Geometric and Learning-based Mesh Denoising: A Comprehensive Survey / H. Chen, Zh. Li, M. Wei, J. Wang // *ACM Transactions on Multimedia Computing, Communications and Applications*. 2022. Vol. 20, iss. 3. Art. № 85. P. 1–28. doi: 10.1145/3625098
13. Mesh denoising by improved 3D geometric bilateral filter / S. Dutta, S. Banerjee, P. K. Biswas, P. Bhowmick // *Fourth National Conf. on Computer Vision, Pattern Recognition, Image Processing and Graphics (NCVPRIPG)*, Jodhpur, India, 18–21 Dec. 2013. IEEE, 2013. P. 1–4. doi: 10.1109/NCVPRIPG.2013.6776193
14. Zhang Y., Hamza A. B. Vertex-based anisotropic smoothing of 3D mesh data // *Canadian Conf. on Electrical and Computer Engineering*, Ottawa, Canada, 07–10 May 2006. IEEE, 2006. P. 202–205. doi: 10.1109/CCECE.2006.277433
15. Yagou H., Ohtake Y., Belyaev A. Mesh smoothing via mean and median filtering applied to face normal // *Geometric modeling and processing. Theory and applications. Proc. of GMP 2002*, Wako, Japan, 10–12 July 2002. IEEE, 2002. P. 124–131. doi: 10.1109/GMAP.2002.1027503

Информация об авторах

Суфэльфа Алиса Родионовна – руководитель лаборатории инновационных и реабилитационно-экспертных технологий ФГБУ ФНОЦ МСЭ и Р им. Г. А. Альбрехта Минтруда России. Соискатель кафедры биотехнических систем Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор пяти научных публикаций. Сфера научных интересов – протезирование; ортезирование; автоматизация; биомеханика; системы поддержки принятия решений. Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5 Ф, Санкт-Петербург, 197022, Россия
E-mail: arsufelfa@stud.etu.ru
<https://orcid.org/0000-0001-5672-7290>

Вознесенский Александр Сергеевич – кандидат технических наук (2022), старший научный сотрудник НОЦ ЦТТ Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор 50 научных работ. Сфера научных интересов – цифровая обработка сигналов; изображений и видео; анализ данных; нейронные сети; машинное обучение; искусственный интеллект. Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5 Ф, Санкт-Петербург, 197022, Россия
E-mail: asvoznenskiy@etu.ru
<https://orcid.org/0000-0002-0667-7851>

Каплун Дмитрий Ильич – кандидат технических наук (2009), доцент кафедры автоматизации и процессов управления Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор 100 научных работ. Сфера научных интересов – цифровая обработка сигналов; адаптивная обработка сигналов, обработка изображений и видео, проектирование фильтров, система остаточных классов; аппаратная реализация фильтров; ПЛИС; ЦПОС; SoC.

Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5 Ф, Санкт-Петербург, 197022, Россия

E-mail: dikaplun@etu.ru;

<https://orcid.org/0000-0003-2765-4509>

References

1. Goldberg C. J., Moore D. P., Fogarty E. E., Dowling F. E. Adolescent Idiopathic Scoliosis: the Effect of Brace Treatment on the Incidence of Surgery. *Spine*. 2001, vol. 26, no. 1, pp. 42–47. doi: 10.1097/00007632-200101010-00009
2. Condie E., Scott H., Treweek Sh. Lower Limb Prosthetic Outcome Measures: a Review of the Literature 1995 to 2005. *J. of Prosthetics and Orthotics*. 2006, vol. 18, iss. 6, pp. 13–45. doi: 10.1097/00008526-200601001-00004
3. World Health Organization. Guidelines for training personnel in developing countries for prosthetics and orthotics services. Available at: https://www.afro.who.int/sites/default/files/2017-06/who_guidelines_training_personnel_en.pdf (accessed 11.10.2024)
4. Ikeda A. J., Grabowski A. M., Lindsley A., Sadeghi-Demneh E., Reisinger K. D. A Scoping Literature Review of the Provision of Orthoses and Prostheses in Resource-Limited Environments 2000–2010. Part two: research and outcomes. *Prosthetics and Orthotics International*. 2014, vol. 38, iss. 5, pp. 343–362. doi: 10.1177/0309364613490443
5. 3DToday 3D Systems iSense. Available at: <https://3dtoday.ru/3d-scanners/3d-systems/isense> (accessed 11.10.2024)
6. MeshLab 2022.02 Release Notes. Official GitHub Repository. Available at: <https://github.com/cnr-isti-vclab/meshlab> (accessed 02.08.2023)
7. Rogers B., Bosker G. W., Crawford R. H., Faustini M. C., Neptune R. R., Walden G., Gitter A. J. Advanced Trans-Tibial Socket Fabrication Using Selective Laser Sintering. *Prosthetics and Orthotics International*. 2007, vol. 31, no. 1, pp. 88–100. doi: 10.1080/03093640600983923
8. Samuelsson K. A. M., Töytäri O., Salminen A.-L., Brandt Å. Effects of Lower Limb Prosthesis on Activity, Participation, and Quality of Life: a Systematic Review. *Prosthetics and Orthotics International*. 2012, vol. 36, iss. 2, pp. 145–158. doi: 10.1177/0309364611432794
9. Sewell P., Noroozi S., Vinney J., Andrews S. Developments in the Transtibial Prosthetic Socket Fitting Process: a Review of Past and Present Research. *Prosthetics and Orthotics International*. 2000, vol. 24, iss. 2, pp. 97–107. doi: 10.1080/03093640008726532
10. Structure. What are Structure Core's technical specifications? Available at: <https://support.structure.io/article/307-what-are-structure-cores-technical-specifications> (accessed 03.10.2023)
11. Peyr'e G. The Numerical Tours of Signal Processing-Advanced Computational Signal and Image Processing. *IEEE Computing in Science and Engineering*. 2011, vol. 13, iss. 4, pp. 94–97. doi: 10.1109/MCSE.2011.71
12. Chen H., Li Zh., Wei M., Wang J. Geometric and Learning-based Mesh Denoising: A Comprehensive Survey. *ACM Transactions on Multimedia Computing, Communications and Applications*. 2022, vol. 20, iss. 3, art. no. 85, pp. 1–28. doi: 10.1145/3625098
13. Dutta S., Banerjee S., Biswas P. K., Bhowmick P. Mesh Denoising by Improved 3D Geometric Bilateral Filter. *Fourth National Conf. on Computer Vision, Pattern Recognition, Image Processing and Graphics (NCVPRIPG)*, Jodhpur, India, 18–21 Dec. 2013. *IEEE*, 2013, pp. 1–4. doi: 10.1109/NCVPRIPG.2013.6776193
14. Zhang Y., Hamza A. B. Vertex-Based Anisotropic Smoothing of 3D Mesh Data. *Canadian Conf. on Electrical and Computer Engineering*, Ottawa, Canada, 07–10 May 2006. *IEEE*, 2006, pp. 202–205. doi: 10.1109/CCECE.2006.277433
15. Yagou H., Ohtake Y., Belyaev A. Mesh Smoothing via Mean and Median Filtering Applied to Face Normal. *Geometric Modeling and Processing. Theory and Applications. Proc. of GMP 2002*, Wako, Japan, 10–12 July 2002. *IEEE*, 2002, pp. 124–131. doi: 10.1109/GMAP.2002.1027503

Information about the authors

Alisa R. Sufelfa, Head of Laboratory of Albrecht Federal Scientific and Educational Centre of Medical and Social Expertise and Rehabilitation. Postgraduate student of Department of biotechnical systems of Saint Petersburg Electrotechnical University. The author of 5 scientific publications. Area of expertise: prosthetics; orthotics; automation; biomechanics; decision support systems.

Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 F, Professor Popov St., St Petersburg 197022, Russia

E-mail: arsuelfa@stud.etu.ru;

<https://orcid.org/0000-0001-5672-7290>

Alexander S. Voznesensky, Cand. Sci. (2022), senior researcher of SEC DTT of Saint Petersburg Electrotechnical University. The author of 50 scientific publications. Area of expertise: digital signal; image and video processing; data science; neural networks; machine learning; artificial intelligence.

Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 F, Professor Popov St., St Petersburg 197022, Russia

E-mail: asvoznenskiy@etu.ru;

<https://orcid.org/0000-0002-0667-7851>

Dmitry I. Kaplun, Cand. Sci. (2009), Associate Professor of Department of automation and processing of Saint Petersburg Electrotechnical University. The author of 100 scientific publications. Area of expertise: digital signal processing; adaptive signal processing; image and video processing; filter design; residual class system; hardware implementation of filters; FPGA; CPU; SoC.

Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 F, Professor Popov St., St Petersburg 197022, Russia

E-mail: dikaplun@etu.ru;

<https://orcid.org/0000-0003-2765-4509>
