

DOI: 10.15593/RZhBiomech/2020.4.06  
УДК 531/534: [57+61]



**Российский  
Журнал  
Биомеханики**  
www.biomech.ru

## ИССЛЕДОВАНИЕ АМПЛИТУД ДВИЖЕНИЙ В КРУПНЫХ СУСТАВАХ ВЕРХНИХ И НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ И СОЧЛЕНЕНИЯХ ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ПРОМЫШЛЕННЫХ ЭКЗОСКЕЛЕТОВ

**А.М. Герегей<sup>1</sup>, Е.В. Бондарук<sup>1</sup>, И.С. Малахова<sup>1</sup>, А.Р. Ефимов<sup>2</sup>, В.Х. Тах<sup>2</sup>, А.В. Сотин<sup>3</sup>**

<sup>1</sup> Научно-исследовательский институт медицины труда имени академика Н.Ф. Измерова, Российская Федерация, 105275, Москва, Проспект Будённого, 31, e-mail: ppe-lab@irioh.ru

<sup>2</sup> ПАО «Сбербанк», Российская Федерация, Москва, 121170, Кутузовский проспект, 32, башня Б, e-mail: robotics@sberbank.ru

<sup>3</sup> Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Российская Федерация, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: sotin@mail.ru

**Аннотация.** Одной из мировых тенденций программы «Индустрия 4.0» является внедрение в производственные процессы экзоскелетных технологий. Производители промышленных экзоскелетов, предназначенных для снижения негативного воздействия тяжести трудового процесса на опорно-двигательный аппарат человека, с помощью различных инженерных решений обеспечивают перераспределение внешней нагрузки на тело человека. В то же время единая методика оценки эксплуатационной безопасности экзоскелетных изделий на данный момент отсутствует. Немаловажным биомеханическим фактором, обуславливающим безопасность использования промышленных экзоскелетов как перспективных средств индивидуальной защиты опорно-двигательного аппарата, является возможность осуществления работы рабочей деятельности без существенных ограничений на объем движений. В связи с этим актуальной задачей является разработка методики объективной количественной оценки влияния конструктивных и массогабаритных характеристик промышленных экзоскелетов на биомеханику движений человека. Представлены результаты измерений амплитуд движений в крупных суставах и сочленениях позвоночника при выполнении тестов на сгибание-разгибание, отведение-приведение и латерофлексию. Тестирование добровольцев проводилось на клинической базе Научно-исследовательского института медицины труда. Тестовые задания выполнялись как без использования промышленных экзоскелетов (I группа), так и с их применением (II группа). Исследовалось влияние на биомеханические параметры движений добровольцев конструктивных характеристик промышленного экзоскелета *Exochair* и двух различных моделей промышленного экзоскелета *ExoAtlant*. Измерение параметров движений сегментов тела человека осуществлялось при помощи инерциальных измерительных датчиков программно-аппаратного комплекса «Биомеханика Траст-М». Определены количественные показатели, свидетельствующие об ограничениях движений, обусловленных эксплуатацией различных моделей промышленных экзоскелетов. Так, использование

---

© Герегей А.М., Бондарук Е.В., Малахова Е.С., Ефимов А.Р., Тах В.Х., Сотин А.В., 2020

Герегей Андрей Михайлович, заведующий лабораторией средств индивидуальной защиты и промышленных экзоскелетов, Москва

Бондарук Евгения Владимировна, м.н.с. лаборатории средств индивидуальной защиты и промышленных экзоскелетов, Москва

Малахова Инга Сергеевна, м.н.с. лаборатории средств индивидуальной защиты и промышленных экзоскелетов, Москва

Ефимов Альберт Рувимович, руководитель центра робототехники, Москва

Тах Владимир Христьянович, руководитель направления центра робототехники, Москва

Сотин Александр Валерьевич, к.т.н., доцент кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь

экзоскелета *Exochair* при глубоком приседании ограничивает сгибание в тазобедренном суставе на 67,1 %, в коленном суставе на 56,1 %, в пояснично-грудном отделе позвоночника на 61,9 % и практически не влияет на сгибание в плечевом суставе. Первая модель экзоскелета *ExoAtlant* ограничивает амплитуду движений в тазобедренном суставе на 41,2 % при сгибании и на 74,5 % при отведении. В то же время вторая модель ограничивает отведение в плечевом суставе на 20,5 %, а в пояснично-грудном отделе позвоночника ограничивает сгибание вперед на 17,3 %, разгибание назад на 50,6 %, наклон вправо на 46,4 %, наклон влево на 40,3 %.

**Ключевые слова:** промышленный экзоскелет, инерциальные измерительные датчики, средство индивидуальной защиты.

## ВВЕДЕНИЕ

В современной индустрии на сегодняшний день существует значительное количество рабочих мест, на которых по тем или иным причинам отсутствует возможность полной автоматизации или механизации производственных процессов. Это обуславливает необходимость внедрения профилактических мер, направленных на защиту работников от негативных последствий тяжести физического труда и, как следствие, сохранения профессионального здоровья и трудового долголетия. Одной из мировых тенденций Индустрии 4.0 является внедрение в производственные процессы экзоскелетных технологий [1]. В настоящее время наблюдается существенный рост использования промышленных экзоскелетов на производственных объектах [2, 3, 8, 11]. По мнению многих исследователей, промышленные экзоскелеты могут представлять перспективную группу средств индивидуальной защиты опорно-двигательного аппарата, способных увеличивать производительность физического труда [5, 13, 15]. Однако известно, что промышленные экзоскелеты за счет своих массогабаритных характеристик и конструктивных особенностей могут не только повышать эффективность производственной деятельности, но и негативно влиять на функциональное состояние работников. Исходя из этого актуальной медико-биологической задачей является оценка безопасности использования новой технологии.

Одним из критериев, характеризующих безопасность применения промышленных экзоскелетов, на наш взгляд, является отсутствие заболеваний и травм опорно-двигательного аппарата, вызванных непосредственной влиянием эксплуатации промышленных экзоскелетов. При этом возможность осуществления рабочей деятельности без существенных ограничений на диапазон движений является важным фактором, обуславливающим безопасность эксплуатации промышленных экзоскелетов. В связи с этим объективная количественная оценка влияния конструктивно-механических и массогабаритных характеристик промышленных экзоскелетов на биомеханику движений работника является значимой и актуальной задачей.

Среди наиболее распространенных методов количественной оценки параметров движения следует отметить математический, в частности биомеханическое моделирование, которое является многообещающим инструментом для исследования нагрузки на различные сегменты тела работника при поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, в том числе при испытаниях промышленных экзоскелетов. Так, зарубежные исследователи применяли инструмент *AnyBody Modeling System* (Дания) для изучения и прогнозирования взаимодействия промышленных экзоскелетов со скелетно-мышечной системой посредством интеграции человеческого тела в рабочую среду программного обеспечения [6, 14]. Результаты, полученные с помощью данного инструмента, позволяют рассчитывать некоторые биомеханические характеристики движений в суставах, что является полезной информацией для

разработчиков промышленных экзоскелетов. Однако с медико-биологической позиции точность расчетов с использованием методов математического моделирования не всегда достаточна для отражения реальной картины физиологической реакции организма на применение промышленных экзоскелетов в условиях физических нагрузок.

Говоря о современных экспериментальных способах регистрации амплитуды движений в суставах человека, стоит упомянуть один из классических и доступных методов – гониометрию. Метод позволяет изолированно изучать отведение, приведение, сгибание, разгибание и ротацию в суставах непосредственно во время исследования [7, 9, 10, 12]. Несмотря на это, метод является трудно применимым для испытаний промышленных экзоскелетов, поскольку их конструктивные особенности, а также наличие других средств индивидуальной защиты ограничивают доступ к сегментам тела работника и нарушают методику измерения.

Другим методом исследования динамико-кинематических характеристик двигательной деятельности человека является технология захвата движений (*Motion capture*). Системы захвата движений разделяют на оптические и электромеханические.

Оптические системы основаны на видеорегистрации движения испытуемого с закрепленными на его теле светоотражающими маркерами и последующем преобразовании видеоданных в 3D-модель движения. Зарубежные исследователи успешно применяют оптические системы «захвата движений». Например, использование оптической системы *Vicon* (Оксфорд, Великобритания) позволило установить ограничение амплитуд движений работника, применяющего промышленные экзоскелеты для поддержки верхних конечностей [14]. При этом использование оптических систем не лишено недостатков [9]: при движениях светоотражающие маркеры могут перекрываться сегментами тела человека, что ведет к снижению достоверности исследования. Кроме того, применение промышленных экзоскелетов может предполагать использование работником средств индивидуальной защиты, не позволяющих корректно разместить маркеры на сегментах тела испытуемого.

Вышеупомянутую проблему позволяет решить технология «захвата движений», основанная на применении инерциальных измерительных датчиков, которые способны регистрировать компоненты линейных и угловых ускорений, угловую скорость и направление вектора магнитного поля Земли в трехмерной системе координат. Активное развитие данной технологии за последние годы позволило сделать датчики функциональными и надежными. Наиболее ярким представителем на мировом рынке, предлагающим использование *IMU*-датчиков для захвата движений человека, является *Xsens Technologies B.V.* (Нидерланды). Компания разработала специальный костюм со встроенными сенсорами, который применяют для количественной оценки амплитуд движений в суставах и сочленениях тела человека. Примером работ в данной области является биомеханическое исследование рабочих поз и движений в испытаниях промышленных экзоскелетов *Laevo* (Нидерланды) [1, 10]. Одним из достоинств применения данной технологии при эксплуатационных испытаниях промышленного экзоскелета является возможность количественно описать ограничения на диапазон движений в суставах, обусловленные влиянием промышленных экзоскелетов на опорно-двигательный аппарат работника непосредственно на производстве: при условиях ограниченного пространства, в труднодоступных рабочих зонах, при невозможности нахождения в них исследователей.

Наличие у российских производителей зарегистрированных *IMU*-систем «захвата движений» послужило одной из основных причин выбора данной технологии при выполнении настоящей работы.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследование влияния массогабаритных характеристик и конструктивно-механических особенностей трех прототипов промышленных экзоскелетов на амплитуды движений в крупных суставах проводили на клинической базе Научно-исследовательского института медицины труда.

Образец прототипа промышленного экзоскелета *Exochair* (ППЭ-1) – носимая опора, предназначенная для сидения, производства «Полезные роботы» (Москва, Россия). Модель разработана для уменьшения негативного влияния статических нагрузок на работников физического труда, в частности, при поддержании рабочей позы «стоя» (рис. 1). Масса устройства 6 кг, допустимый рост пользователя от 165 до 195 см.

Образец *ExoAtlant* (ППЭ-2) производства «Экзоатлант» (Москва, Россия) предназначен для уменьшения негативного влияния динамических нагрузок, связанных с наклонами корпуса, подъемом и удержанием тяжестей для работников физического труда, в том числе для поддержания рабочей позы в «наклоне». Масса образца 6 кг, допустимый рост пользователя от 160 до 195 см (см. рис. 1).

Образец прототипа промышленного экзоскелета *ExoAtlant* (ППЭ-3) представляет собой модифицированную версию ППЭ-2, с аналогичными массогабаритными показателями (см. рис. 1).

Схемы креплений образцов ППЭ на теле добровольца представлены на рис. 2.

Исследование амплитуд движений в крупных суставах и сочленениях позвоночника добровольцев проводили без использования прототипа промышленного экзоскелета (I группа) и с его применением (II группа). В исследовании ППЭ-1 и ППЭ-2 приняли участие 6 добровольцев, ППЭ-3 – 9 добровольцев.

Для количественного исследования влияния массогабаритных характеристик и конструктивных особенностей ПЭ на амплитуды движений в крупных суставах верхних, нижних конечностей и сочленениях позвоночника добровольцев применяли систему «Биомеханика Траст-М» («Неврокор», г. Москва), основу которой составляют беспроводные *IMU*-датчики (*InvenSense*, *TDK*), код модификации 00-00001164,



Рис. 1. Образцы прототипов промышленного экзоскелета: а – ППЭ-1; б – ППЭ-2; в – ППЭ-3

версия 3.01.00 20181101) и компьютер со специализированным программным обеспечением (версия 2.18). Погрешность измерений  $\pm 1^\circ$  по заявлению производителя оборудования *IMU*-датчики фиксировали на сегментах тела добровольца, после чего он 10-кратно выполнял тестовые упражнения. Схема расположения *IMU*-датчиков на теле добровольца представлена на рис. 3.

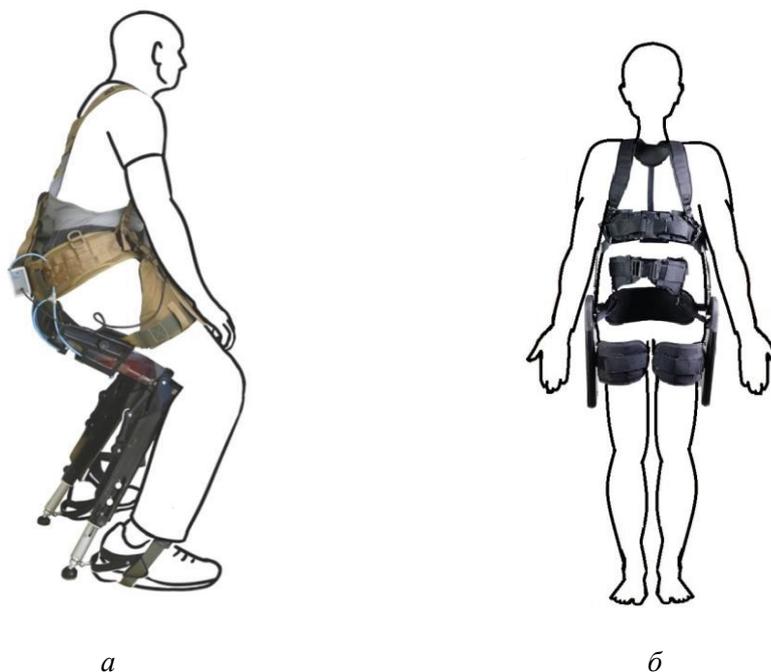


Рис. 2. Схема крепления образцов прототипа промышленного экзоскелета на теле добровольца: *a* – ППЭ-1; *б* – ППЭ-2, ППЭ-3

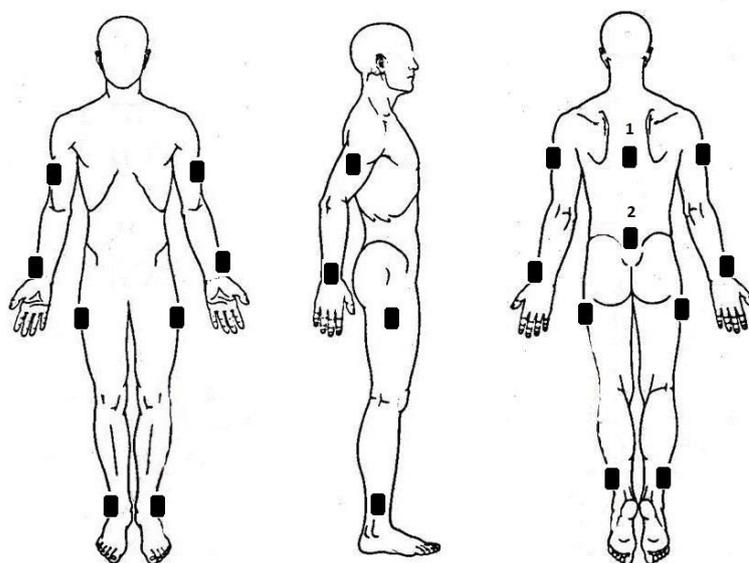


Рис. 3. Схема крепления *IMU*-датчиков на теле добровольца

Количественными характеристиками максимальных амплитуд движений добровольца являлись проекции трехмерных углов, зарегистрированных в пространстве при перемещении *IMU*-датчиков, зафиксированных на сегментах тела, на одну из плоскостей: сагиттальную (при выполнении сгибания-разгибания), фронтальную (при выполнении отведения-приведения и латерофлексии) относительно датчика 1 при регистрации амплитуд движений в крупных суставах верхних

конечностей, относительно датчика 2 при регистрации амплитуд движений в крупных суставах нижних конечностей и амплитуд движений в пояснично-грудном отделе позвоночника (см. рис. 3).

Доброволец поочередно выполнял цикл упражнений, состоящих из 10 повторений определенных локомоций. Регистрировали значения максимальных по амплитуде углов при выполнении данных локомоций (таблица).

**Основные локомоции, выполняемые добровольцами, при регистрации биомеханических показателей**

Локомоция	Вид движения в суставе	Анатомическая область	Плоскость
Подъем прямых рук вверх	Сгибание	Плечевые суставы	Сагиттальная
Отведение прямых рук назад	Разгибание	Плечевые суставы	Сагиттальная
Отведение прямых рук в стороны	Отведение	Плечевые суставы	Фронтальная
Подъем прямой ноги вверх	Сгибание	Тазобедренные суставы	Сагиттальная
Отведение прямой ноги вверх	Разгибание	Тазобедренные суставы	Сагиттальная
Отведение прямой ноги в сторону	Отведение	Тазобедренные суставы	Фронтальная
Глубокое приседание	Сгибание, флексия	Тазобедренные и коленные суставы, пояснично-грудной отдел позвоночника	Сагиттальная
Наклон туловища вперед	Флексия	Пояснично-грудной отдел позвоночника	Сагиттальная
Наклон туловища назад	Экстензия	Пояснично-грудной отдел позвоночника	Сагиттальная
Наклоны туловища влево	Латерофлексия	Пояснично-грудной отдел позвоночника	Фронтальная
Наклоны туловища вправо	Латерофлексия	Пояснично-грудной отдел позвоночника	Фронтальная

Для статистической обработки полученных данных применяли критерий знаковых рангов Уилкоксона [4]. Числовое описание производили с помощью медианы и интерквартильного размаха, а визуализацию их динамики – с использованием диаграмм размаха, поскольку гипотеза о нормальности распределения данных была отклонена из-за небольшого объема выборки.

## РЕЗУЛЬТАТЫ

### Результаты исследования влияния прототипа промышленного экзоскелета на амплитуды движений в плечевых суставах

Результаты исследования влияния ППЭ-1 на амплитуды движений в плечевых суставах представлены на рис. 4.

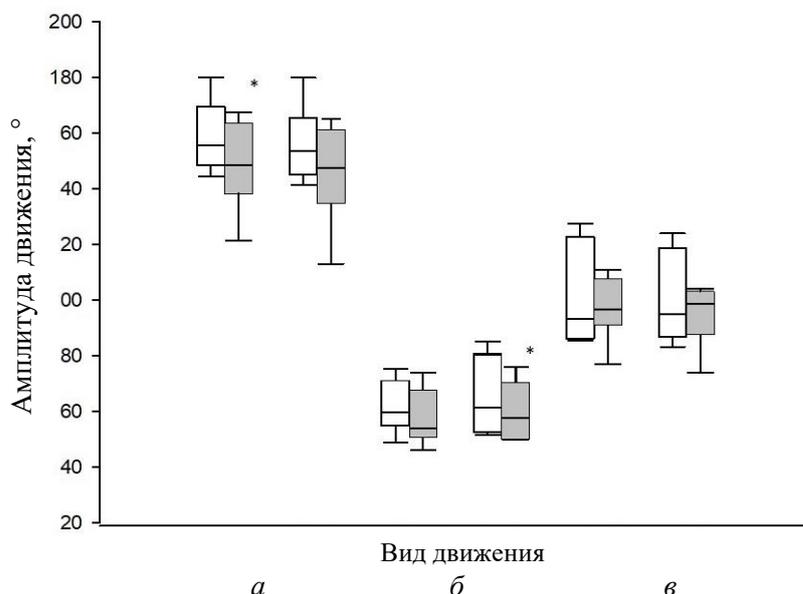


Рис. 4. Влияние ППЭ-1 на амплитуды движений в плечевых суставах, \* – статистически значимые различия по сравнению с I группой ( $p \leq 0,05$ ). Здесь и на всех рисунках: белый столбец – I группа добровольцев, серый столбец – II группа добровольцев, а – сгибание; б – разгибание; в – отведение

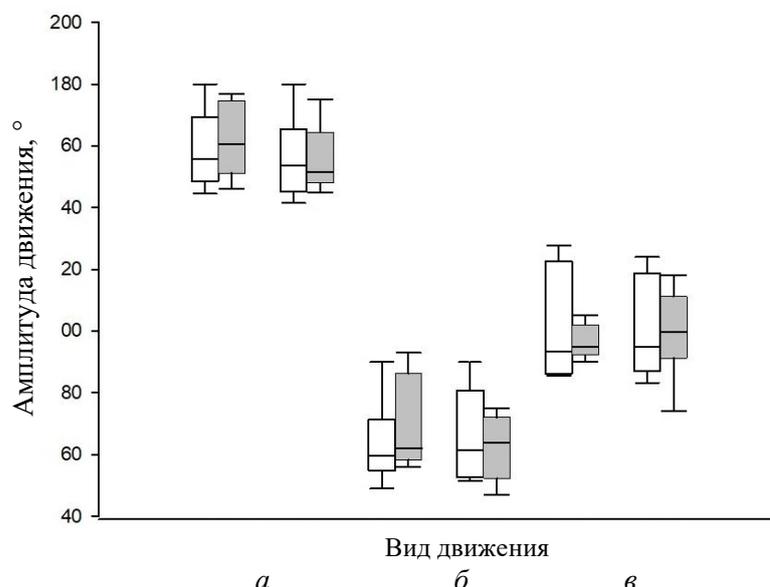


Рис. 5. Влияние ППЭ-2 на амплитуды движений в плечевом суставе

Сравнительный анализ результатов показал статистически значимые уменьшения значений амплитуд движений в плечевых суставах при применении ППЭ-1 у добровольцев II группы по сравнению со значениями аналогичных показателей добровольцев I группы: при сгибании в левом плечевом суставе на 5,3 %

( $p = 0,046$ ) и разгибании в правом плечевом суставе. При сгибании в плечевом суставе, разгибании в левом плечевом суставе и при отведении в обоих плечевых суставах статистически значимых различий не выявлено.

Результаты исследования влияния ППЭ-2 на амплитуды движений в плечевых суставах представлены на рис. 5.

Сравнительный анализ результатов не показал статистически значимого изменения значений амплитуд движений у добровольцев I и II групп в плечевых суставах при применении ППЭ-2.

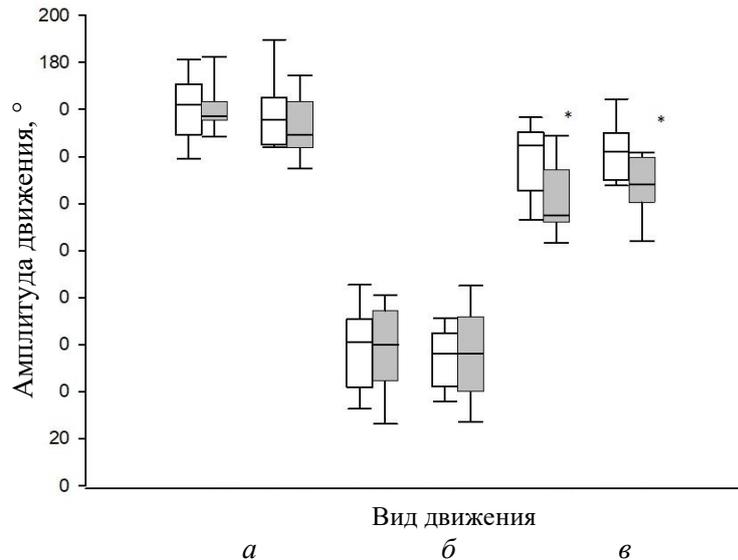


Рис. 6. Влияние ППЭ-3 на амплитуды движений в плечевых суставах,  
\* – статистически значимые различия по сравнению с I группой ( $p \leq 0,05$ )

Результаты исследования влияния ППЭ-3 на амплитуды движений в плечевых суставах представлены на рис. 6. Сравнительный анализ результатов показал статистически значимые уменьшения значений амплитуд движений у добровольцев II группы в плечевых суставах при применении ППЭ-3 по сравнению со значениями аналогичных показателей добровольцев I группы: при отведении в левом плечевом суставе на 20,5 % ( $p = 0,015$ ) и в правом плечевом суставе на 9,9 % ( $p = 0,02$ ). При сгибании и разгибании в обоих плечевых суставах статистически значимых различий не выявлено.

### Результаты исследования влияния прототипа промышленного экзоскелета на амплитуды движений в крупных суставах нижних конечностей

Результаты исследования влияния ППЭ-1 на амплитуды движений в крупных суставах нижних конечностей представлены на рис. 7. Сравнительный анализ результатов показал статистически значимые уменьшения значений амплитуд движений у добровольцев II группы в крупных суставах нижних конечностей при применении ППЭ-1 по сравнению со значениями аналогичных показателей у добровольцев I группы: при сгибании в левом тазобедренном суставе на 3,3% ( $p = 0,046$ ) и в правом тазобедренном суставе на 11,7 % ( $p = 0,028$ ); в процессе выполнения глубокого приседания в левом тазобедренном суставе на 67,1% ( $p = 0,028$ ), правом тазобедренном суставе на 64,2 % ( $p = 0,028$ ), левом коленном суставе на 53,9 % ( $p = 0,038$ ) и правом коленном суставе на 56,1 % ( $p = 0,028$ ). При разгибании и отведении в обоих тазобедренных суставах статистически значимых различий не выявлено.

Результаты исследования влияния ППЭ-2 на амплитуды движений в крупных суставах нижних конечностей представлены на рис. 8. Сравнительный анализ результатов показал статистически значимые уменьшения значений амплитуд движений у добровольцев II группы в крупных суставах нижних конечностей при применении ППЭ-2 по сравнению со значениями аналогичных показателей у добровольцев I группы: при сгибании в левом тазобедренном суставе на 31,7 % ( $p = 0,028$ ) и правом тазобедренном суставе на 41,2 % ( $p = 0,028$ ), отведении в левом тазобедренном суставе на 74,5 % ( $p = 0,028$ ) и в правом тазобедренном суставе на 73,3 % ( $p = 0,028$ ). В процессе выполнения глубокого приседания в левом тазобедренном суставе на 36,5 % ( $p = 0,028$ ), правом тазобедренном суставе на 39,3 % ( $p = 0,046$ ), правом коленном суставе на 19,8 % ( $p = 0,046$ ). При разгибании в обоих тазобедренных суставах и сгибании в левом коленном суставе при выполнении глубокого приседания статистически значимых различий не выявлено.

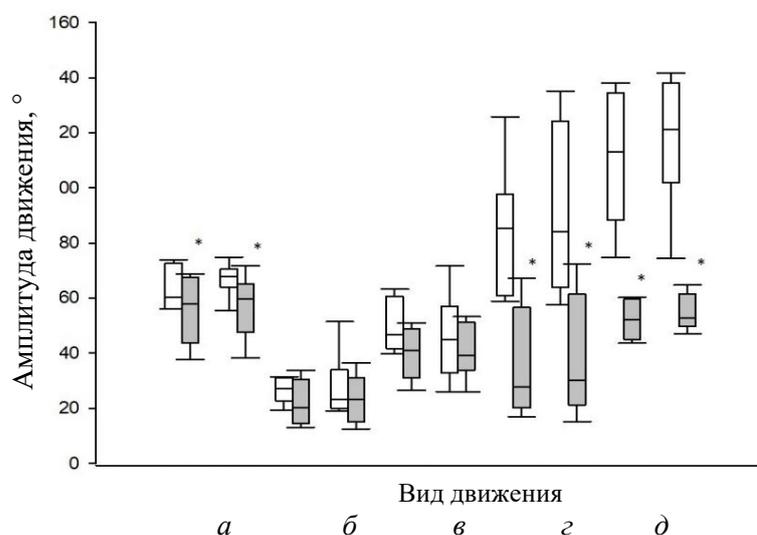


Рис. 7. Влияние ППЭ-1 на амплитуды движений в крупных суставах нижних конечностей, \* – статистически значимые различия по сравнению с I группой ( $p \leq 0,05$ )

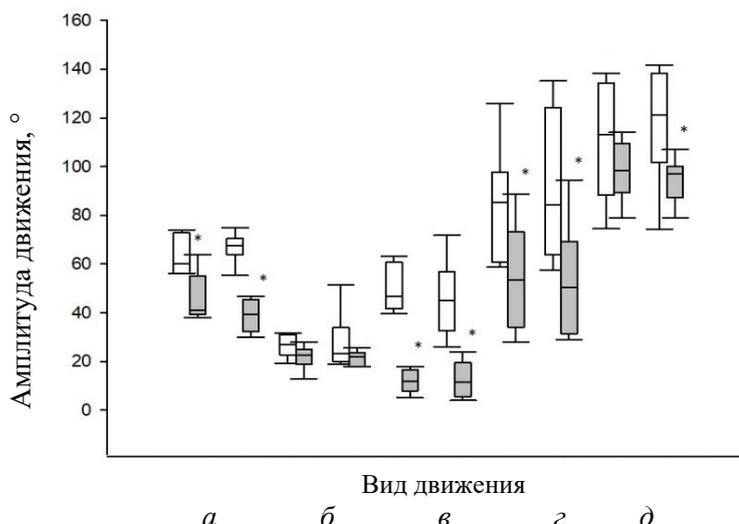


Рис. 8. Влияние ППЭ-2 на амплитуды движений в крупных суставах нижних конечностей, \* – статистически значимые различия по сравнению с I группой ( $p \leq 0,05$ )

Результаты исследования влияния ППЭ-3 на амплитуды движений в крупных суставах нижних конечностей представлены на рис. 9.

Сравнительный анализ результатов показал статистически значимые уменьшения значений амплитуд движений у добровольцев II группы в крупных суставах нижних конечностей при применении ППЭ-3 по сравнению со значениями аналогичных показателей у добровольцев I группы: при сгибании в левом тазобедренном суставе на 28,7 % ( $p = 0,038$ ) и правом тазобедренном суставе на 16,2 % ( $p = 0,028$ ), разгибании в левом тазобедренном суставе на 14,7 % ( $p = 0,007$ ) и правом тазобедренном суставе на 20,2 % ( $p = 0,020$ ), отведении в левом тазобедренном суставе на 28,5 % ( $p = 0,007$ ) и правом тазобедренном суставе на 24,4 % ( $p = 0,007$ ), сгибании в левом коленном суставе на 11,3 % ( $p = 0,038$ ) и правом коленном суставе на 15,7 % ( $p = 0,020$ ) в процессе выполнения глубокого приседания. При сгибании в обоих тазобедренных суставах в процессе выполнения глубокого приседания статистически значимых различий не выявлено.

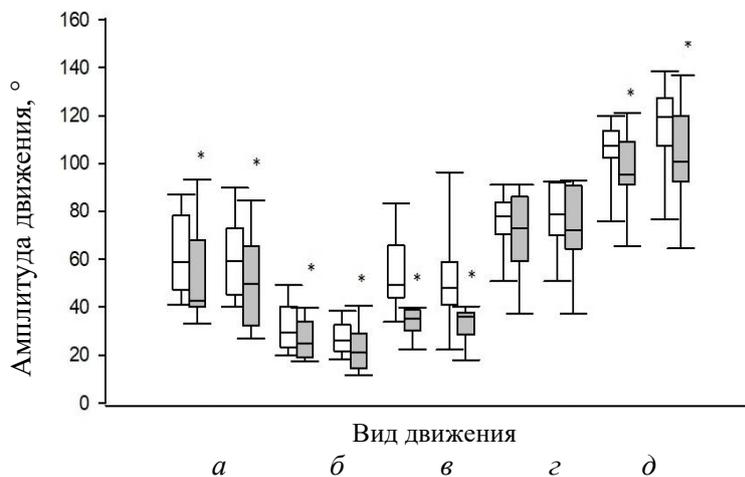


Рис. 9. Влияние ППЭ-3 на амплитуды движений в крупных суставах нижних конечностей, \* – статистически значимые различия по сравнению с I группой ( $p \leq 0,05$ )

Результаты исследования влияния ППЭ-3 на амплитуды движений в крупных суставах нижних конечностей представлены на рис. 9.

Сравнительный анализ результатов показал статистически значимые уменьшения значений амплитуд движений у добровольцев II группы в крупных суставах нижних конечностей при применении ППЭ-3 по сравнению со значениями аналогичных показателей у добровольцев I группы: при сгибании в левом тазобедренном суставе на 28,7 % ( $p = 0,038$ ) и правом тазобедренном суставе на 16,2 % ( $p = 0,028$ ), разгибании в левом тазобедренном суставе на 14,7 % ( $p = 0,007$ ) и правом тазобедренном суставе на 20,2 % ( $p = 0,020$ ), отведении в левом тазобедренном суставе на 28,5 % ( $p = 0,007$ ) и правом тазобедренном суставе на 24,4 % ( $p = 0,007$ ), сгибании в левом коленном суставе на 11,3 % ( $p = 0,038$ ) и правом коленном суставе на 15,7 % ( $p = 0,020$ ) в процессе выполнения глубокого приседания. При сгибании в обоих тазобедренных суставах в процессе выполнения глубокого приседания статистически значимых различий не выявлено.

### Результаты исследования влияния промышленного экзоскелета на амплитуды движений в пояснично-грудном отделе позвоночника

Результаты исследования влияния ППЭ-1 на амплитуды движений в пояснично-грудном отделе позвоночника представлены в рис. 10.

Сравнительный анализ результатов показал статистически значимые уменьшения значений амплитуд движений в пояснично-грудном отделе позвоночника при применении ППЭ-1 у добровольцев II группы по сравнению со значениями аналогичных показателей у добровольцев I группы: при сгибании в сагиттальной плоскости в процессе наклонов вперед на 37,7 % ( $p = 0,028$ ), флексии во фронтальной плоскости в процессе наклонов вправо-влево на 5,9 % ( $p = 0,028$ ) и на 9,1 % ( $p = 0,028$ ), сгибании в сагиттальной плоскости в процессе выполнения глубоких приседаний на 61,9 % ( $p = 0,028$ ). При разгибании в сагиттальной плоскости в процессе выполнения наклонов назад в пояснично-грудном отделе позвоночника статистически значимых различий не выявлено.

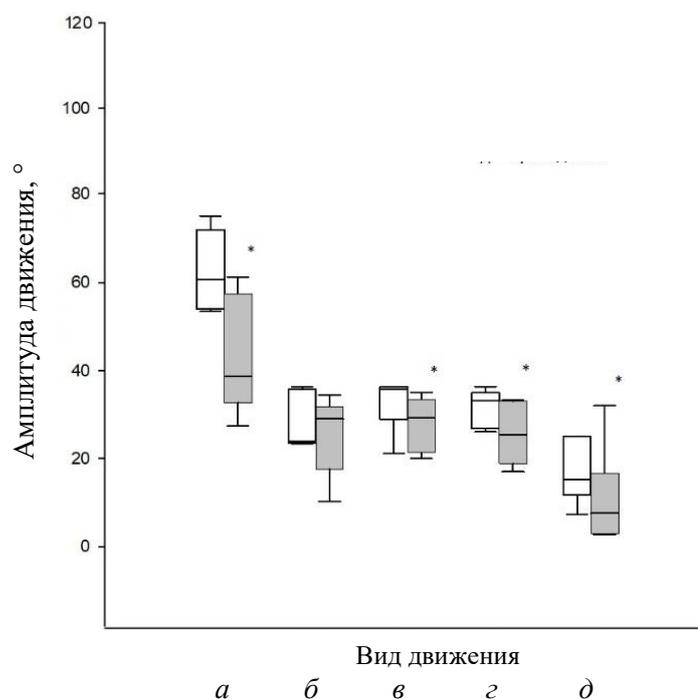


Рис. 10. Влияние ППЭ-1 на амплитуды движений в пояснично-грудном отделе позвоночника, \* – статистически значимые различия по сравнению с I группой ( $p \leq 0,05$ )

Результаты исследования влияния ППЭ-2 на амплитуды движений в пояснично-грудном отделе позвоночника представлены на рис. 11.

Сравнительный анализ результатов не показал статистически значимых различий значений амплитуд движений в пояснично-грудном отделе позвоночника при применении ППЭ-2 у добровольцев II группы по сравнению со значениями аналогичных показателей у добровольцев I группы.

Результаты исследования влияния ППЭ-3 на амплитуды движений в пояснично-грудном отделе позвоночника представлены на рис. 12.

Сравнительный анализ результатов показал статистически значимые уменьшения значений амплитуд движений в пояснично-грудном отделе позвоночника при применении ППЭ-3 у добровольцев II группы по сравнению со значениями

аналогичных показателей у добровольцев I группы, при сгибании и разгибании в сагиттальной плоскости в процессе наклонов вперед и назад на 17,3 % ( $p = 0,010$ ) и 50,6 % ( $p = 0,007$ ) соответственно, флексии во фронтальной плоскости в процессе наклонов вправо и влево на 46,4 % ( $p = 0,007$ ) и 40,3 % ( $p = 0,010$ ) соответственно, сгибании в сагиттальной плоскости в процессе выполнения глубоких приседаний на 42,4 % ( $p = 0,038$ ).

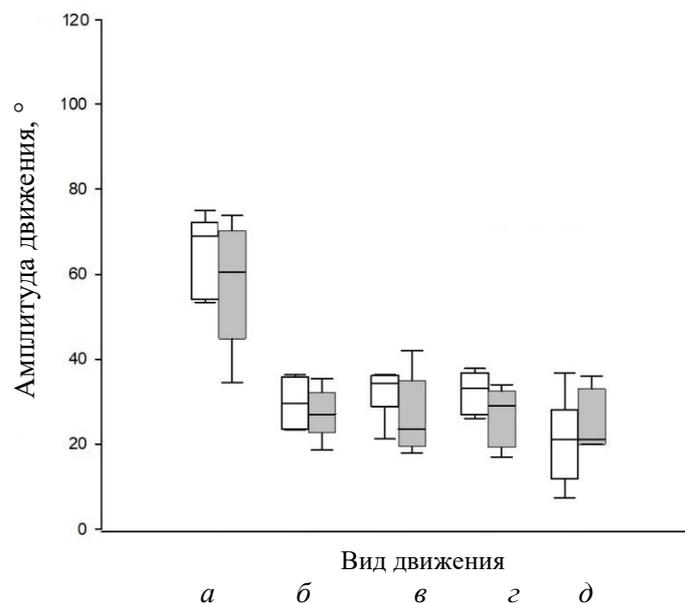


Рис. 11. Влияние ППЭ-2 на амплитуды движений в пояснично-грудном отделе позвоночника, \* – статистически значимые различия по сравнению с I группой ( $p \leq 0,05$ )

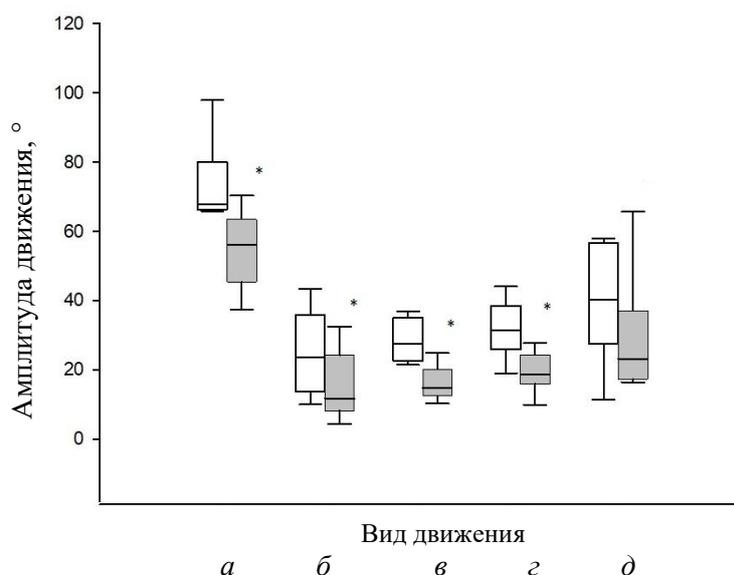


Рис. 12. Влияние ППЭ-3 на амплитуды движений в пояснично-грудном отделе позвоночника, \* – статистически значимые различия по сравнению с I группой ( $p \leq 0,05$ )

## ОБСУЖДЕНИЯ РЕЗУЛЬТАТОВ, ВЫВОДЫ

Анализ полученных результатов позволил установить ряд особенностей при использовании *IMU*-технологий для исследования амплитуд движений в суставах. Обращает на себя внимание тот факт, что множество зарегистрированных показателей, в том числе у добровольцев I группы (исследуемых без использования прототипа промышленного экзоскелета), находятся за пределами «нормальных» значений.

Одним из объяснений могут быть индивидуальные особенности опорно-двигательного аппарата добровольцев, связанные с их недостаточной гибкостью. Например, некоторые из добровольцев с большим затруднением достигали физиологической нормы при выполнении сгибания в плечевых или отведения в тазобедренных суставах.

Другим объяснением могут быть особенности методики регистрации угловых параметров и техники выполнения локомоций. Так, отклонение от физиологической нормы ( $50^\circ$ ) в плечевом суставе при разгибании в сторону увеличения, вероятно, достигалось за счет частичного выполнения внутренней ротации плечевого сустава и движения плечевого пояса в горизонтальной плоскости кзади. Незначительное отклонение значений амплитуд движений от физиологического максимума в плечевых суставах при отведении объясняется отсутствием третьей фазы отведения. Отклонение от физиологических норм в сторону снижения при активном сгибании ( $90^\circ$ ) и разгибании ( $20^\circ$ ) в тазобедренном суставе обусловлено участием в локомоции поясничного отдела позвоночника. Уменьшение зарегистрированных значений амплитуды движения в тазобедренном суставе происходит за счет сгибания позвоночника в сагиттальной плоскости. При этом *IMU*-датчик, относительно которого производится математический расчет проекции амплитуды движения, зафиксированный в области остистых отростков *L5–S1*, перемещается в пространстве и учитывает уплощение поясничного лордоза (при сгибании в тазобедренном суставе) и наклон таза вперед (при разгибании в тазобедренном суставе). Причиной снижения зарегистрированных значений амплитуд относительно нормальных при отведении в тазобедренном суставе ( $90^\circ$ ) является наклон таза во фронтальной плоскости. Рассматривая амплитуды движений в позвоночнике, стоит отметить, что они обладают большой индивидуальностью и зависят от пола, возраста, гибкости позвоночного столба и пр. Применение *IMU*-датчиков позволяет измерить значения амплитуды движения лишь для совокупности сегментов позвоночника, а вклад отдельного сегмента позвоночника в обеспечение движений с высокой точностью может быть измерен только рентгенографически.

Асимметрия полученных результатов, по всей видимости, также во многом определена вышеизложенными причинами. Добиться полной изоляции при выполнении тех или иных локомоций и отсутствии перемещения сегментов тела, относительно которых производится расчет, невозможно, так как тело человека компенсирует смещение своего центра масс за счет мышц-стабилизаторов.

В целом использование технологии «захвата движений», основанной на применении *IMU*-датчиков, позволило экспериментально оценить степень ограничения движений в крупных суставах конечностей и сочленениях позвоночника, обусловленных массогабаритными характеристиками и конструктивно-механическими особенностями прототипа промышленного экзоскелета. Проведя исследования амплитуд движений в крупных суставах и сочленениях позвоночника добровольцев при использовании ими трех прототипов промышленного экзоскелета, мы установили следующее:

1. При выполнении глубокого приседания ППЭ-1 вызывает существенные ограничения амплитуд движений в крупных суставах нижних конечностей и при сгибании в пояснично-грудном отделе позвоночника при наклонах вперед, что может отразиться на качестве ходьбы с широким шагом, бега, выполнения прыжков, подъема и спуска по лестнице и наклонной поверхности, а также повлиять на качество выполнения простых движений, которые могут встречаться в процессе профессиональной деятельности. Полученный результат непосредственно обусловлен особенностями конструкции ППЭ-1.

2. Полученные данные свидетельствуют об отсутствии статистически значимых различий между амплитудами движений в крупных суставах верхних конечностей и пояснично-грудного отдела позвоночника при применении ППЭ-2. Данный результат позволяет сделать вывод об отсутствии негативного влияния на качество выполнения рабочих движений, связанных с локомоциями верхних конечностей и пояснично-грудного отдела позвоночника. Однако при выполнении разгибания, отведения и глубокого приседания ППЭ-2 вызывает существенные ограничения движений в крупных суставах нижних конечностей, что может также отразиться на качестве ходьбы с широким шагом, бега, выполнения прыжков, подъема и спуска по лестнице и наклонной поверхности.

3. Применение ППЭ-3 вызывает незначительные ограничения движений в крупных суставах верхних и нижних конечностей, при этом существенные ограничения движений зафиксировали в позвоночнике при наклонах. Полученные данные могут свидетельствовать о том, что применение ППЭ-3 не вызывает негативного влияния на качество выполнения рабочих движений, связанных с локомоциями верхних и нижних конечностей. Однако следует обратить особое внимание на безопасность применения прототипа при выполнении производственных операций, связанных с удержанием рабочих поз и выполнением рабочих движений, включающих в себя наклоны назад и в сторону.

Таким образом, экспериментальным путем была установлена возможность применения технологии «захвата движений», основанной на *IMU*-датчиках, для объективной количественной оценки эксплуатационной безопасности промышленного экзоскелета.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аналитический обзор мирового рынка робототехники 2019 [Электронный ресурс]. – URL: [www.sberbank.ru/common/img/uploaded/pdf/sberbank\\_robotics\\_review\\_2019\\_17.07.2019\\_m.pdf](http://www.sberbank.ru/common/img/uploaded/pdf/sberbank_robotics_review_2019_17.07.2019_m.pdf) (дата обращения: 10.08.2020).
2. Впервые проведена операция с применением экзоскелета, разработанного при участии лаборатории робототехники Сбербанка [Электронный ресурс]. – URL: [www.cnews.ru/news/line/2019-03-12\\_vpervye\\_provedena\\_operatsiya\\_s\\_primeneniem\\_ekzoskeleta](http://www.cnews.ru/news/line/2019-03-12_vpervye_provedena_operatsiya_s_primeneniem_ekzoskeleta) (дата обращения: 15.08.2020).
3. Доспехи рабочего [Электронный ресурс]. – URL: [www.kommersant.ru/doc/4088692](http://www.kommersant.ru/doc/4088692) (дата обращения: 10.08.2020).
4. Ллойд Э., Ледерман У. (ред.). Справочник по прикладной статистике. Т. 2. – М.: Финансы и статистика, 1990. – 526 с.
5. Bosch T., Eck J., Knitel K., Looze M. The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work // *Applied Ergonomics*. – 2016. – P. 212–217.
6. Cho K., Kim Y., Yi D., Jung M., Lee K. Analysis and evaluation of a combined human – exoskeleton model under two different constraints condition // Conference: International Summit on Human Simulation 2012, At St. Pete Beach, FL. – 2012.
7. Doriot N., Wang X. Effects of age and gender on maximum voluntary range of motion of the upper body joints // *Ergonomics*. – 2006. – P. 269–281.
8. Ford rolls out exoskeleton wearable technology globally to help lessen worker fatigue, injury, available at: <https://media.ford.com/content/fordmedia/fna/us/en/news/2018/08/07/ford-rolls-out-exoskeleton-wearable-technology-globally-to-help> (accessed 10 August 2020).

9. Jones R., Arbor A. Pneumatically Powered Lower Limb Exoskeletons // Department of Mechanical Engineering the University of Michigan, available at: [https://deptapps.engin.umich.edu/open/rise/getreport%3Fpid%3D5%26fv%3D2%26file%3DPneumatically%20Powered%20Lower%20Limb%20Exoskeletons\\_Final.compressed.pdf](https://deptapps.engin.umich.edu/open/rise/getreport%3Fpid%3D5%26fv%3D2%26file%3DPneumatically%20Powered%20Lower%20Limb%20Exoskeletons_Final.compressed.pdf) (accessed 10 August 2020).
10. Hancock G., Hepworth T., Wembridge K. Accuracy and reliability of knee goniometry methods // *Journal of Experimental Orthopaedics*. – 2018. – P. 46.
11. Honda xcelerator to debut industrial innovation collaborations at ces 2020 along with new technologies coming soon to market, available at: <https://hondanews.com/en-US/honda-corporate/releases/release-8d5607d2f6277f4e7a40db54620873de-honda-xcelerator-to-debut-industrial-innovation-collaborations-at-ces-2020-along-with-new-technologies-coming-soon-to-market> (accessed 20 August 2020).
12. Goniometric assessment of shoulder range of motion: comparison of testing in supine and sitting positions, available at: [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(98\)90038-7/pdf](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(98)90038-7/pdf) (accessed 10 August 2020).
13. Masood J., Nieto A., Victor A., Blanco M., Voilque A., Bou J. Industrial wearable exoskeleton and exosuit assessment process// 4th International Symposium on Wearable Robotics “WeRob2018”. – 2018. – P. 234–238.
14. Schmalz T., Schändlinger J., Schuler M., Bornmann J., Schirrmeyer B., Kannenberg A., Ernst M. Biomechanical and metabolic effectiveness of an industrial exoskeleton for overhead work // *Int. J. Environ. Res. Public Health*. – 2019. – Vol. 16. – P. 16–23.
15. Spada S., Carnazzo C., Pardo D., Chander D.S., Gastaldi L., Ghibaudo L., Cavatorta P. Physical and virtual assessment of a passive exoskeleton condition // *Proceedings of the 20th Congress of the International Ergonomics Association*. – 2018. – P. 247–257.

## **STUDY OF MOTION AMPLITUDES IN LARGE JOINTS OF UPPER AND LOWER LIMBS AND SPINE JOINTS WHEN USING INDUSTRIAL EXOSKELETONS**

**A.M. Geregy, E.V. Bondarchuk, I.S. Malahova, A.R. Efimov, V.H. Tah (Moscow, Russian Federation), A.V. Sotin (Perm, Russian Federation)**

One of the world trends of Industry 4.0 is the introduction of exoskeletal technologies into production processes. Manufacturers of industrial exoskeletons designed to reduce the negative impact of the work process on the human locomotive apparatus provide for the redistribution of the external load on the human body by means of various technical solutions. However, there is currently no uniform methodology for assessing the operational safety of exoskeletons. A significant biomechanical factor contributing to the safety of industrial exoskeletons as promising means of personal protection of the locomotor apparatus, is possibility to work without significant restrictions on the volume of movements. In this connection, the development of a methodology for objective quantification of the influence of structural and mass dimensions of industrial exoskeletons on the biomechanics of human movements is a topical task. This article presents the results of the measurements of the amplitude of movements in the large joints and joints of the spine, when performing the tests for flexion-extension, adduction-abduction and lateroflexion. The testing of volunteers was carried out on the clinical base of NII MT. The tests were performed both without the use of industrial exoskeletons (Group I) and with their application (Group II). The influence on the biomechanical parameters of volunteer movements by the structural characteristics of the industrial exoskeleton “Exochair” and two different models of the industrial exoskeleton “Exoatlant” was investigated. Parameters of movements of segments of the human body were measured with the help of inertial measuring sensors of the software and hardware complex “Biomechanika Trust-M”. Quantitative indicators have been identified which show the limitations of movements caused by the operation of different models of industrial exoskeletons. Thus, the use of the exoskeleton “Exochair” in deep seating limits the flexion

in the hip joint by 67.1 %, in the knee joint by 56.1 %, in the lumbar thoracic spine by 61.9 %, and practically does not affect the flexion in the shoulder joint. The first model of the exoskeleton “Exoatlant” limits the amplitude of movements in the hip joint by 41.2 % at flexion and by 74.5 % at extension. At the same time, the second model limits the abduction of the shoulder joint by 20.5 %, and in the lumbar thoracic spine limits forward flexion by 17.3 %, rearward extension by 50.6 %, bending to the right by 46.4 %, and bending to the left by 40.3 %.

**Key words:** industrial exoskeleton, inertial measurement sensors, personal protection equipment.

*Получено 26 июня 2020*