

Модель плеча и шеи

22 октября 2021 г.

1 Цель

Создание биомеханической модели шейно-плечевого отдела

2 Предлагаемый подход

2.1 Базовая (неотмасштабированная) модель шейно-плечевого отдела

Базовая модель шейно-плечевого отдела является объединением модели шеи [1] и модели плеча [2].

Геометрия костей заимствована из этих двух моделей.

Набор мышц в базовой модели — объединение наборов мышц из модели шеи и плеча с некоторыми корректировками точек крепления.

2.2 Персонализированная модель шейно-плечевого отдела

Масштабирование проводилось с использованием экспериментальных данных Motion Capture.

Для проведения эксперимента было составлено техническое задание.

Для масштабирования использовались инструменты Scale Tool и Inverse Kinematics.

Для упрощения модели часть мышц была исключена, основываясь на рекомендации врачей.

Для корректировки геометрии мышц исследовалось плечо силы разных мышц при разных движениях.

Содержание

1 Цель	2
2 Предлагаемый подход	2
2.1 Базовая (неотмасштабированная) модель шейно-плечевого отдела	2
2.2 Персонализированная модель шейно-плечевого отдела	2
3 Архив	4
4 Исходные модели шейного отдела и плечевого сустава	4
5 Базовая модель шейно-плечевого отдела (M): тела (body) и суставы (joints)	4
5.1 Масштабирование по размеру модели Ш	5
5.2 Добавление степеней свободы для шейных позвонков, добавление черепа и челюсти	6
5.3 Добавление левой ключицы и левой лопатки	7
5.4 Изменение массы тел	8
5.5 Добавление мышц	9
5.5.1 Первая группа мышц	9
5.5.2 Вторая группа мышц	9
5.5.3 Третья группа мышц	10
5.6 Добавление маркеров головы	11
5.7 Итоги	11
6 Персонализированная модель шейного отдела позвоночника и плечевого сустава	11
6.1 Эксперимент с использованием Motion Capture	11
6.1.1 Датчики	11
6.1.2 Движения	12
6.1.3 Недочеты составленного технического задания	12
6.2 Обработка данных эксперимента	12
6.3 Геометрическое масштабирование модели M	13
6.3.1 Подбор коэффициентов масштабирования для каждого из тел	14
6.3.2 Изменение акромиально-ключичного сустава	16
6.3.3 Корректировка сустава scapulothoracic	17
6.4 Применение Inverse Kinematics	18
6.5 Выбор необходимых мышц	19
6.6 Корректировка геометрии мышц	20
6.6.1 Способы определение корректности геометрии мышцы	20
6.6.2 Экспериментальные данные для мышц плеча	20
6.6.3 Вспомогательные скрипты	21
6.6.4 Итоги	21
6.7 Корректировка динамических параметров мышц	21
6.7.1 Предлагаемый подход	22

3 Архив

Архив с моделью содержит:

1. файлы геометрий для всех костей (`./Geometry/`)
2. базовые модели (`./BasicModels/`)
3. построенные модели (`./Models/`)
4. вспомогательные модели (`./ModelsForClaviclesScapulasSpines/`)
5. файлы с настройками для различных инструментов (`./ScaleSetups/, ./IKSetup/, ./CMCSetup/`)
6. вспомогательные скрипты (`./Scripts/, ./PythonNotebooks/`)
7. технические задания для проведения Motion Capture (`./MotionCaptureExperimentDescription/`)
8. экспериментальные данные Motion Capture (`./ExperimentalDataC3D/`)
9. преобразованные данные Motion Capture (`./ExperimentalDataTRC/`)
10. экспериментальные данные для зависимости плеча силы из работы [16] (`./ExperimentalDataForMomentArmsShoulderMuscles/`)
11. список необходимых мышц (`./NeededMuscles/`)
12. результаты для инструмента Inverse Kinematics (`./IKResults/`)

4 Исходные модели шейного отдела и плечевого сустава

Шейный отдел (III)

- Описание в работе Mortensen et al. 2018 [1]
- Архив для скачивания: <https://simtk.org/projects/neckdynamics>.
- Содержит аккуратное описание мышц шеи, включая подъязычные мышцы, (Рис. 1) и описание относительного движения шейных позвонков друг относительно друга.
- Лопатки и ключицы неподвижны.
- Нет геометрии для плечевой кости.
- Базовая модель III (не отмасштабированная под конкретного человека): HYOID.osim

Плечевой сустав (II)

- Описание в работе Seth et al. 2019 [2]
- Архив для скачивания — <https://simtk.org/projects/thoracoscapular>.
- Содержит аккуратное описание движения лопатки относительно туловища.
- Позвоночный столб в этой модели — одно твердое тело, т.е. все позвонки, в том числе шейные, неподвижны друг относительно друга.
- Модель не содержит череп, челюсть, левую лопатку и левую ключицу (Рис. 2).
- Базовая модель II (не отмасштабированная под конкретного человека): ThoracoscapularShoulderModel.osim

5 Базовая модель шейно-плечевого отдела (M): тела (body) и суставы (joints)

M была получена из базовой модели II с помощью следующих преобразований:

1. Сопоставление базовой модели II и базовой модели III по размеру (5.1). Подбор коэффициентов масштабирования для ключицы, лопатки, позвоночника, масштабирование базовой модели III с использованием этих коэффициентов. Будем обозначать масштабированную базовую модель III как III*.
2. Добавление в базовую модель II степеней свободы для шейных позвонков (5.2), добавление черепа и челюсти. Добавление ограничений на значения обобщенных координат, задающих положение шеи (`CoordinateCouplerConstraint`). Геометрия (сетки), соответствующие суставы (`joints`) и ограничения заимствованы из III*.

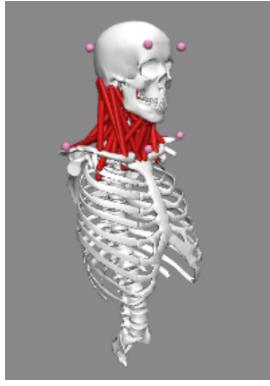


Рис. 1 Модель III

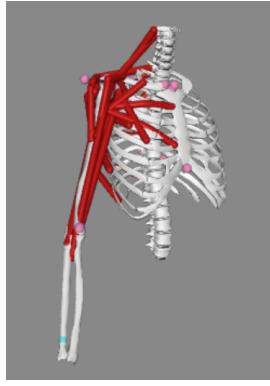
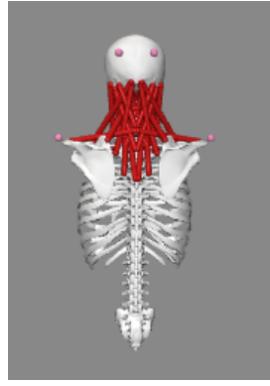


Рис. 2 Модель II

3. Добавление в базовую модель II таких отсутствующих тел, как левая ключица и левая лопатка (5.3). Геометрия (сетки), соответствующие суставы взяты из модели III*.
4. Изменение масс тел (5.4). Было использовано распределение массы по различным телам из [4].
5. Добавление мышц (5.5). Описание мышц бралось или из модели III* или из модели II с некоторыми техническими изменениями, не приводящими к изменению точек крепления или геометрии мышц. В том случае, когда некоторая мышца присутствовала в обеих моделях, выбиралась мышца с геометрией, наиболее точно совпадающей с анатомическим строением.
6. Добавление маркеров головы из модели III* (5.6).

5.1 Масштабирование по размеру модели III

Правая ключица, правая лопатка и позвоночник есть и в модели II, и в модели III, но они представлены различными сетками:

- модель II:
позвоночный столб — файл геометрии `groundspine.vtp`;
правая ключица — файл геометрии `clavicle.vtp`;
правая лопатка — `scapula.vtp`;
- модель III:
позвоночный столб (без шейных позвонков) — файл геометрии `tlspine.vtp`;
правая ключица — файл геометрии `rclavicle.vtp`;
правая лопатка — файл геометрии `rscapula.vtp`.

Чтобы объединить две модели требовалось понять, каким образом совместить сетку из модели III с сеткой, представляющей то же тело в модели II.

Для правой лопатки и позвоночника сетки в двух моделях оказались одинаковыми с точностью до некоторого коэффициента масштабирования и преобразования движения (поворота, параллельного переноса). Этот коэффициент масштабирования и параметры преобразования движения подбирались простым перебором в графической среде OpenSim по отдельности для лопатки и позвоночника.

Для правой ключицы подобрать параметры, которые бы также точно совмешали геометрии, как в случае с позвоночником и лопаткой, не удалось. Были выбраны те параметры, которые наиболее точно совмещают две сетки.

Файлы с совмещенными геометриями из двух исходных моделей для ключиц приведены в `clavicles.osim`, для позвоночника — в `spines.osim`, для лопаток — в `scapulas.osim`.

Подобранные коэффициенты масштабирования приведены в Таблице 1.

Замечание: В файлах `clavicles.osim`, `scapulas.osim` уменьшались геометрии, соответствующие модели III, а геометрии для модели II оставались неизменными. В файле `spines.osim` для совмещения двух геометрий, наоборот, увеличивался `groundspine.vtp`, соответствующий модели II, а `tlspine.vtp` был неизменен. Поэтому коэффициент масштабирования в файле `spines.osim` (он равен 1.1555999999999999) отличается от коэффициента приведенного в Таблице 1 (он равен 0.8653513326411 = $\frac{1}{1.1555999999999999}$).

Тело	Коэффициент масштабирования
Ключица	0.8205352688556
Лопатка	0.8803513326411
Позвоночник	0.8653513326411

Таблица 1: Коэффициенты масштабирования

Далее базовая модель III была отмасштабирована с помощью инструмента Scale Model с использованием manual scales, где коэффициенты соответствуют Таблице 1. Коэффициенты для всех тел, кроме лопаток и ключиц, были положены равными подобранным коэффициенту для позвоночника. Вид окна ввода коэффициентов масштабирования приведен на Рис. 3. Результат применения Scale Tool содержится в файле HYOID-scaled.osim. Будем далее называть эту модель III*.

Scale Model удобен тем, что помимо изменения размеров тел, пересчитывает положения центров масс и точек крепления мышц, соответствующим образом изменяет описание суставов.

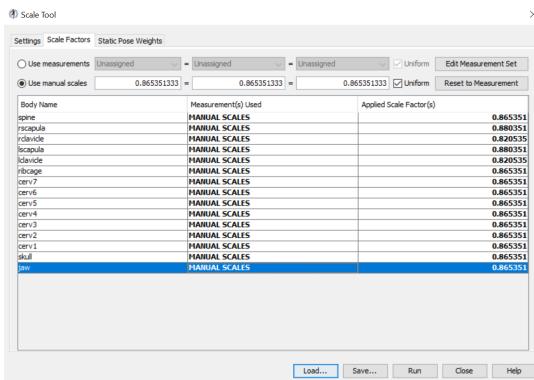


Рис. 3: Окно ввода коэффициентов масштабирования

5.2 Добавление степеней свободы для шейных позвонков, добавление черепа и челюсти

Позвоночник из модели III* был встроен в модель II. Для этого было сделано следующее:

- Создано тело `spine` с геометрией `tlspine.vtp` и `scale_factors` равными 0.865351333.
- CustomJoint `ground_thorax` был заменен на CustomJoint `ground_spine`. Различие этих двух суставов заключается в различных названиях обобщенных координат: вместо `ground_thorax_rot_x` — `ground_spine_rot_x`, вместо `ground_thorax_tx` — `ground_spine_tx` и т.д.; и в различных child телах: в `ground_thorax` задавалось положение `thorax` относительно лабораторной системы координат, а в `ground_spine` — положение `spine` относительно лабораторной системы координат.
- Был создан WeldJoint `thorax_spine`, с помощью которого задается расположение тела `thorax` относительно нового тела `spine`. После этого перебором в графической среде были подобраны параметры сдвига `translation` (ориентацию менять не пришлось) в суставе так, чтобы старая геометрия позвоночника совпала с новой. Результат совмещения виден на Рис. 4.
- Описание всех шейных позвонков (тела `cerv1, cerv2, ..., cerv7`), черепа (`skull`) и челюсти (`jaw`) было без изменений скопировано из модели III* вместе с соответствующими суставами (`aux1jnt, aux2jnt, ..., aux7jnt, aux1jnt, jawjnt`) и ограничениями на значения координат (`aux1jnt_r3_con, aux6jnt_r2_con, ...`).
- Геометрия `groundspine.vtp` была удалена из тела `thorax`. Таким образом тело `thorax` теперь представляет только грудную клетку, а не грудную клетку и позвоночник, как это было в модели II.
- Все ограничения на обобщенные координаты (`CoordinateCouplerConstraint`), задающие положение шейных позвонков, скопированы из III*.

Замечание: В модели III было отдельное тело `ribcage`, представляющее грудную клетку, в системе координат этого тела заданы точки крепления многих мышц шеи. Постольку поскольку тело `ribcage` не

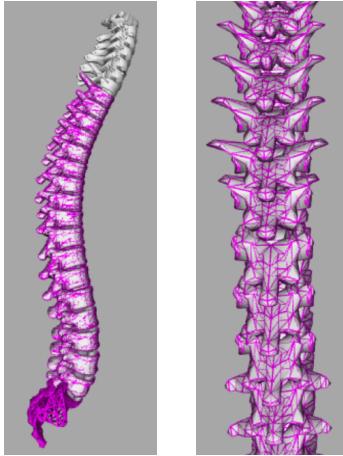


Рис. 4: Совмещение геометрий позвоночников. Розовым показана геометрия `tlspine.vtp`.

переносилось в модель M , то все точки крепления мыши, заданные относительно этого тела, нужно было задать относительно какого-то другого тела. В модели Π и в модели Π^* взаимное расположение `spine` и `ribcage` задано таким образом, что собственные системы координат этих тел всегда совпадают, поэтому точки крепления мыши можно задать относительно `spine` и от этого ничего не изменится. Таким образом было достаточно изменить лишь `socket_parent_frame` с `ribcage` на `spine`. Каких-либо других изменений не требовалось!

5.3 Добавление левой ключицы и левой лопатки

Изначально описание тел `lclavicle` (левая ключица) и `lscapula` (левая лопатка) и соответствующих им суставов `lclaviclejnt` и `lscapulajnt` было скопировано в M из Π^* . Было видно, что из-за того, что левая/правая лопатка и левая/правая ключица были заимствованы из разных моделей, они оказались несимметрично расположены (Рис. 5, Рис. 8).

В случае лопатки чтобы это исправить была добавлена правая лопатка (`rscapula`) и сустав `rscapulajnt` из модели Π^* . Потом в графическом интерфейсе изменялись смещение и углы поворота для `spine_offset` в `rscapulajnt` до тех пор, пока две правые лопатки из двух моделей не совпадут. Таким образом было найдено такое расположение `rscapula`, что геометрия этого тела и тела `scapula` из модели M совпали. Обозначим найденный вектор смещения как (r_1, r_2, r_3) , а углы поворота — (ϕ_1, ϕ_2, ϕ_3) . На Рис. 6 показаны совмещенные правые лопатки из двух моделей: белым показана лопатка из модели Π , а голубой сеткой — повернутое и подвинутое тело `rscapula`. Чтобы расположить левую лопатку симметрично с лопаткой из модели M , теперь достаточно расположить `lscapula` симметрично с `rscapula`, что несложно сделать так как суставы, соединяющие эти два тела с туловищем, устроены одинаково. Для этого для левой лопатки надо задать смещение $(r_1, r_2, -r_3)$ и поворот $(-\phi_1, -\phi_2, \phi_3)$. Результат преобразования представлен на Рис. 7.

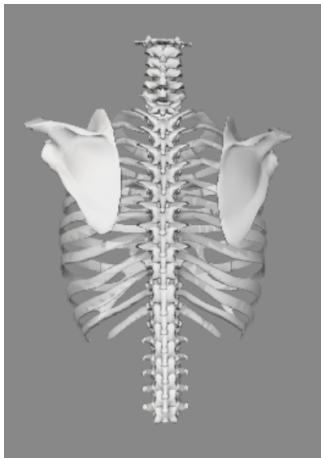


Рис. 5: Первоначальное расположение лопаток

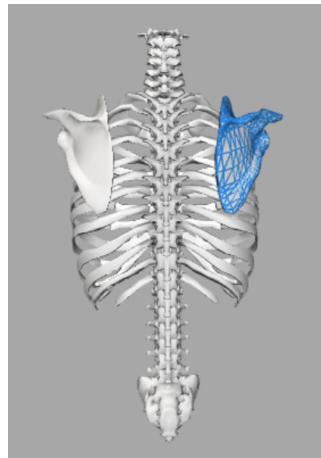


Рис. 6: Дополнительное построение: голубой сеткой показано тело `rscapula`

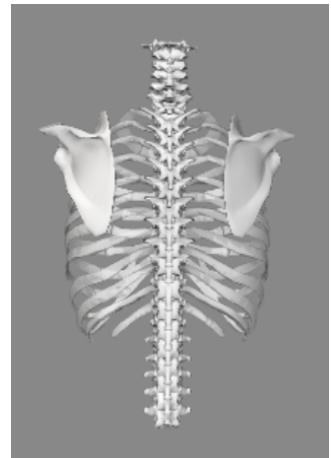


Рис. 7: Окончательное расположение лопаток

Аналогично можно было поступить и с ключицей, но в модели M это реализовано иначе.

1. Тип сустава `lclaviclejnt` заменен с `WeldJoint` на `CustomJoint`
2. Все описание `lclaviclejnt` скопировано из `sternoclavicular`
3. В `PhysicalOffsetFrame thorax_offset` заменена z компонента смещения на противоположную
4. В `PhysicalOffsetFrame thorax_offset` для `rotation1, rotation2` заменена на противоположную z компонента `<axis>`
5. Изменены значения по умолчанию для обобщенных координат `clav_prot, clav_elev` на противоположные, а также параметр `<locked>` для этих координат объявлен равным `true`

Этих изменений было бы достаточно, чтобы расположить симметрично ключицы, если бы геометрия `lclavicle.vtp` из Ш*, была симметрична `clavicle.vtp` из M. Так как эти геометрии не симметричны, то требовались дополнительные шаги.

6. С помощью `clavicles.osim` были найдены смещение (r_1, r_2, r_3) и углы поворота (ϕ_1, ϕ_2, ϕ_3) , необходимые для совмещение правых ключиц из разных моделей. Если представить, что есть геометрия Γ , симметричная геометрии из `clavicle.vtp`, то для совмещения геометрии Γ с `lclavicle.vtp` нужно смещение на $(r_1, r_2, -r_3)$ и поворот на $(-\phi_1, -\phi_2, \phi_3)$. С учетом этого было изменено описание `PhysicalOffsetFrame clavicle_offset`.



Рис. 8: Первоначальное расположение ключиц

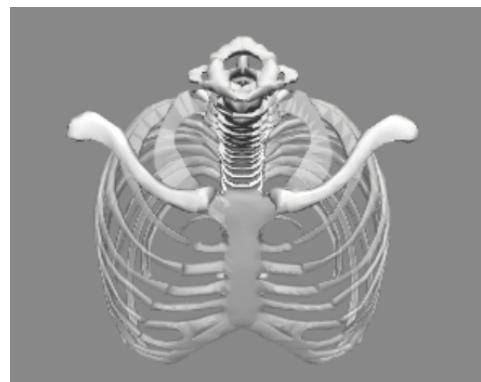


Рис. 9: Окончательное расположение ключиц



Рис. 10: Белым обозначена геометрия из модели Ш, голубым - из модели П

5.4 Изменение массы тел

Помимо размеров базовая модель П и модель Ш* отличались по массе. Чтобы их согласовать были решено воспользоваться данными из [4]. В этой работе приведены массы сегментов тела (кость + окружающие ее мягкие ткани) в процентном соотношении ко всей массе тела. Для базовой модели будем считать, что масса всего тела равняется 100кг. Итоговые значения масс тел приведены в Таблице 2.

Тело	Череп	Челюсть	Грудная клетка	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7
Вес тела	5.0	0.6	26.2	0.7	0.9	0.6	0.6	0.6	0.7	0.9
Тело	Плечевая кость	Лопатка	Ключица	Локтевая кость	Лучевая кость	Кисть руки				
Вес тела	2.5	3.0	0.6	0.8	0.8	0.6				

Таблица 2: Массы тел в базовой модели

5.5 Добавление мышц

После того как была создана корректная геометрическая модель со всеми необходимыми твердыми телами и степенями свободы, требовалось описать все необходимые мышцы. Это множество мышц можно разбить на три группы: (1) мышцы, содержащиеся только в модели П, (2) мышцы, содержащиеся только в модели III*, и (3) мышцы, которые представлены в обеих моделях. В Таблице 3 приведен список мышц модели П, имеющих аналоги в модели III*.

Название мышцы в модели П	Аналог в модели III*
TrapeziusClavicle_S	trap_cl
TrapeziusScapula_S	trap_acr
LevatorScapulae	levator_scap

Таблица 3: Список мышц 3 группы

5.5.1 Первая группа мышц

К первой группе принадлежат все мышцы из модели П, кроме TrapeziusClavicle_S, TrapeziusScapula_S и LevatorScapulae. Описание этих мышц было оставлено без изменений.

5.5.2 Вторая группа мышц

К этой группе принадлежат все мышцы модели III*, кроме trap_cl, trap_acr и levator_scap. Описания этих мышц можно было скопировать в модель M из III* без изменений в том случае, когда точки крепления были заданы в системе координат не связанной с ribcage, rscapula или rclavicle.

Если какая-то точка крепления была задана в системе координат, связанной с телом ribcage, то эта система координат заменилась на собственную систему координат тела spine без изменения координат точки крепления. Корректность такой замены обсуждалась в разделе 5.1. Пример такой замены для stern_mast отображен на Рис. 11.

```

1 <PathPoint name="stern_mast -P1">
2   <socket_parent_frame>/bodyset/ribcage</socket_parent_frame>
3   <location>-0.00060574593310000003 0.28288335075770005
4   0.008307372796799996</location>
5 </PathPoint>
6 <PathPoint name="stern_mast -P1">
7   <socket_parent_frame>/bodyset/spine</socket_parent_frame>
8   <location>-0.00060574593310000003 0.28288335075770005
9   0.008307372796799996</location>
10 </PathPoint>
```

Рис. 11: Пример замены ribcage на spine для stern_mast

Если же точка крепления Р некоторой мышцы в модели III* была задана в системе координат rscapula (т.е. <socket_parent_frame> в описании мышцы был назначен /bodyset/rscapula), то требовалось заменить значение <socket_parent_frame> на что-то другое, потому как тела rscapula нет в модели M. Логично было заменить значение <socket_parent_frame> на /bodyset/scapula, но в этом случае появлялась необходимость найти такую точку в системе координат scapula, что при совмещении лопаток из двух моделей она бы совпадала с точкой Р из модели III*.

Чтобы этого добиться делалось следующее:

1. В модель scapulas.osim добавлялся новый маркер, чьи координаты задавались в системе координат тела rscapula назначались равными координатам точки Р. То есть маркер расположен в точке крепления интересующей нас мышцы. На Рис. 12 показана модель scapulas.osim, розовым выделен маркер levator_scap-P1, задающий точку крепления мышцы levator_scap.
2. После этого система координат, в которой задан маркер, в графической среде заменялась на систему координат тела scapula. При этом OpenSim автоматически пересчитывает новые координаты этой

точки в собственной системе координат тела `scapula` таким образом, что положение маркера в лабораторной системе координат не изменяется. Эти новые значения координат и являются искомыми т.к. в модели `scapulas.osim` две лопатки совмещены. На Рис. 13 показано окно, в котором можно изменить систему координат, в которой задано расположение маркера. После выбора новой системы координат значение поля `location` будет автоматически пересчитано так, что положение маркера в лабораторной системе координат останется неподвижным.

- Полученные координаты из поля `location` используются для задания точки крепления в системе координат тела `scapula`.

В `scapulas.osim` все такие маркеры сохранены.

Аналогичным образом изменялись те точки крепления мышц, которые были заданы в собственной системе координат тела `rclavicle`. Теперь они заданы в системе координат `clavicle`. Для пересчета использовалась модель `clavicles.osim`.

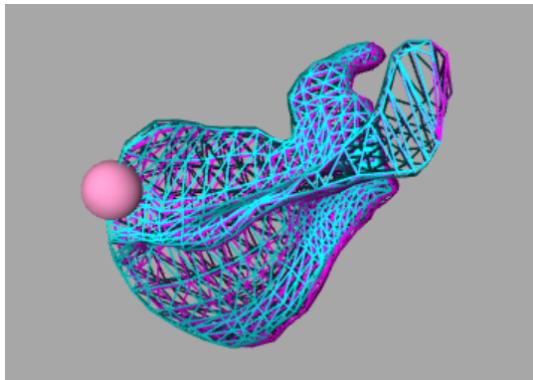


Рис. 12: Маркер `levator_scap-P1` в модели `scapulas.osim`

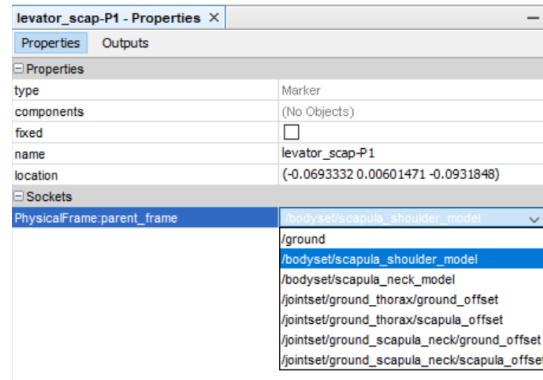


Рис. 13: Пример изменения системы координат, в которой задано расположение маркера

5.5.3 Третья группа мышц

В модели M `TrapeziusClavicle_S`, `TrapeziusScapula_S` и `LevatorScapulae` были заменены на `trap_cl`, `trap_acr` и `levator_scap` из III* согласно Таблице 3 с изменением точек крепления аналогично пункту 5.5.2.

Все мышцы модели M изображены на Рис. 14.

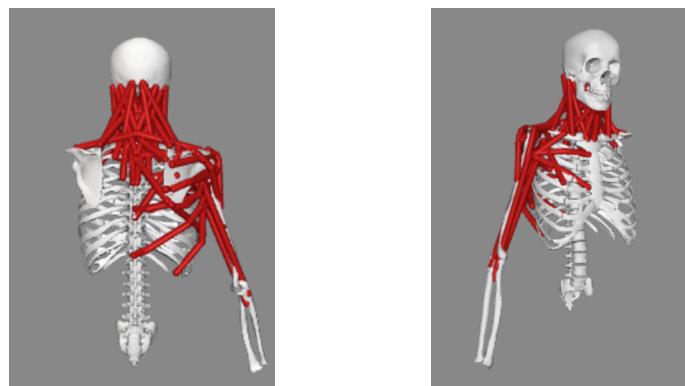


Рис. 14: Мышицы в модели M

Важное замечание : Для каждой мышцы в OpenSim модели задается набор динамических характеристик (`max_isometric_force`, `tendon_slack_length`, `optimal_fiber_length` и т.д.). При составлении модели M эти параметры никак не изменялись: они заимствовались либо из модели III, либо из модели II в зависимости от того, откуда мышица. Значения этих динамических параметров были согласованы для мышц в модели II и для мышц в модели III*, но оказались не согласованными в модели M. Это можно понять, рассмотрев значения `max_isometric_force` для пар аналогичных мышц из Таблицы 3: в модели III* значение `max_isometric_force` для `levator_scap` равняется 76.29999999999997, а в модели*

*П значение этого же параметра для аналогичной мышцы *LevatorScapulae* равняется 280. То есть получается так, что мышцы из модели П в несколько раз "сильнее" мышц из модели III*. Значения этих характеристик в разных моделях основаны на разных источниках и не было найдено никакого способа согласовать значения динамических характеристик мышц из разных моделей.*

5.6 Добавление маркеров головы

Из модели III* в модель М было без изменения скопировано описание маркеров головы (RAH, LAH, RPH, LPH).

5.7 Итоги

Таким образом модель М содержит все необходимые твердые тела и соответствующие степени свободы, массы тел согласованы, включены все ограничения на обобщенные координаты, есть все необходимые маркеры, в модель включены все мышцы из обеих моделей таким образом, что нет дублирования мышечных волокон. Но важно отметить, что не проводилось согласование динамических характеристик мышц, например таких как `max_isometric_force`.

6 Персонализированная модель шейного отдела позвоночника и плечевого сустава

Персонализированная модель МП строится на основе модели М. Для этого требуется следующее:

1. Провести эксперимент с использованием технологии Motion Capture [6.1](#)
2. Привести данные к необходимому формату [6.2](#)
3. Провести геометрическое масштабирование модели М с использованием полученных данных [6.3](#)
4. Применить Inverse Kinematics для каждого исследуемого движения [6.4](#)
5. Выбрать наиболее важные для исследуемых движений мышцы [6.5](#)
6. Скорректировать геометрию мышц [6.6](#)
7. Скорректировать динамические параметры мышц [6.7](#)

6.1 Эксперимент с использованием Motion Capture

Для проведения эксперимента было составлено техническое задание, которое можно найти в архиве (*./MotionCaptureExperimentDescription/MotionCaptureExpDescription.docx*). В нем описано расположение датчиков и необходимые движения. Эксперимент был проведен главным специалистом ГКУ "ЦСТИСК" Московспорта Анатолием Анатольевичем Шипиловым. Результаты исследования в формате .c3d находятся в архиве (*./ExperimentalDataC3D/*).

6.1.1 Датчики

Для проведения эксперимента было решено объединить наборы датчиков, использовавшиеся при масштабировании модели П и модели III.

Датчики для модели III задавались с использованием протокола [6]. Для модели III использовались датчики: LAH, RAH, LPH, RPH, RCAJ, LCAJ, SJN. Они все включены в набор датчиков для модели М.

Датчики для модели П задавались с использованием протокола [7]. В тех случаях, когда датчики из [6] и [7] различались только названиями (в Таблице 4 установлено соответствие между названиями датчиков из разных протоколов), в набор датчиков для модели М включены аналоги из [6].

Название маркера в [7]	IJ	PX	C7	EL	EM	AC
Название маркера в [6]	SJN	SXS	CV7	RHLE	RHME	LCAJ, RCAJ

Таблица 4: Соответствие названий маркеров в разных протоколах

В том случае, когда датчики из [7] не имели аналогов в [6] бралось название и описание из [7]. К таким

маркерам относятся: AA, TS, AI, T8, GH.

Также в техническое задание был включен маркер RUA, который потом не использовался.

Маркер GH задает центр плечевого сустава. Очевидно, что нельзя так закрепить датчик. Поэтому положение этого анатомического ориентира вычисляется исходя из расположения некоторых дополнительных датчиков с помощью отдельного программного обеспечения, например, MotionMonitor или Visual3D. Описание методов вычисления центра плечевого сустава можно найти в [8].

6.1.2 Движения

Список исследуемых движений включает в себя некоторые движения исследованные в модели III и все движения исследованные в модели II. Вот список движений:

1. **Статическая поза**
2. **Движения головы:** поворот в сторону, наклон вперед, наклон назад, наклон в сторону
3. **Движения плеча:** подъем руки вперед, подъем руки в сторону, пожимание плечами

6.1.3 Недочеты составленного технического задания

При составлении технического задания и проведении эксперимента были допущены следующие ошибки:

1. Не была проведена фото- и видеосъемка эксперимента. Это усложнило дальнейшее масштабирование, потому что нельзя было проверить, что расположение виртуальных маркеров совпадает с реальным положением датчиков.
2. Было недостаточно подробно описано, как делать движение. Например, не было сказано, что надо стараться держать корпус неподвижным, не было указано, сколько подъемов руки сделать и за какое время. Это привело к тому, что интересующие движения длились всего около 3 секунд, что довольно мало.
3. Не было никак оговорено телосложение и пол испытуемого. В эксперименте принимал участие крупный мужчина, что также могло плохо повлиять на качество измерений. Лучше выбирать кого-то, на ком возможно четко определить анатомически ориентиры, т.е. человек не должен иметь избыточного веса и объемной мускулатуры.
4. Для отслеживания положения лопатки использовались датчики, прикрепленные на кожу. Во время движения датчики остаются на коже и никак не задают положение кости. Это одна из основных сложностей в исследовании движения лопатки с помощью Motion Capture. Чтобы избавиться от этой проблемы возможно использовать датчик, который фиксирует свое положение, и ориентацию, тем самым полностью задавая положение лопатки в пространстве, либо возможно отслеживать положение лопатки вручную: для этого датчик крепится на стилус и ассистент двигает стилус вслед за лопatkой испытуемого.

В статье [5] есть раздел, в котором подробно описано, как проводился эксперимент в этой работе. При составлении технических заданий можно опираться на нее.

Для дальнейшей работы было составлено новое техническое задание, в котором более качественно описаны все требования к проведению эксперимента ([MotionCaptureExpDescriptionNewVersion.docx](#)).

6.2 Обработка данных эксперимента

Полученные экспериментальные данные были приведены к формату .trc с помощью Matlab скрипта, входящего в дистрибутив OpenSim [9]. После этого можно воспользоваться предпросмотром экспериментальных данных в графической среде Рис. 15, Рис. 16. В том случае когда есть необходимость повернуть данные относительно некоторой оси возможно вызвать функцию transform Рис. 17.

Для дальнейшей работы требовалась некоторые дополнительные маркеры: centelbow (середина отрезка, соединяющего RHLE и RHME), centpxt8 (середина отрезка, соединяющего TV8 и SXS), centijc7 (середина отрезка, соединяющего CV7 и SJN). Дополнительно были рассчитаны также centLPHRPH (середина отрезка, соединяющего LPH и RPH) и ScapulaThoracicContactPt (центроид треугольника, образованного AA, TS и AI), но эти данные потом не использовались.

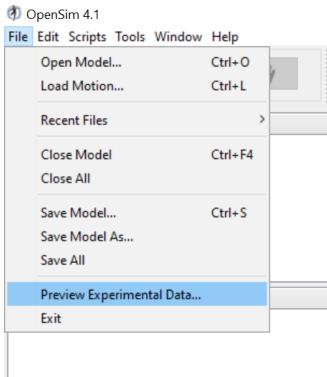


Рис. 15: Предпросмотр экспериментальных данных в OpenSim

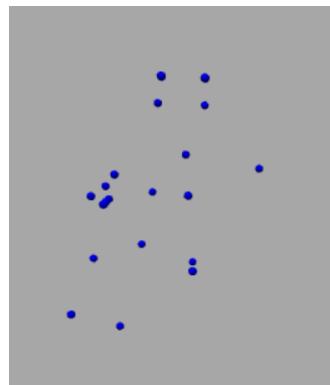


Рис. 16: Отображение экспериментальных данных в графической среде

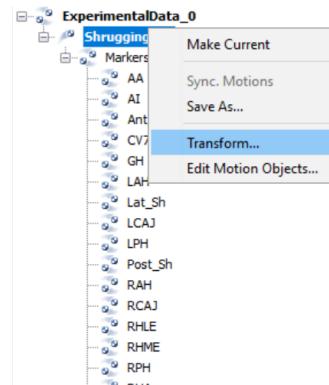


Рис. 17: Вызов функции transform

6.3 Геометрическое масштабирование модели М

Масштабирование модели проводилось с помощью инструмента Scale Tool [10]. Этот инструмент получает на вход коэффициенты масштабирования и статическую позу, изменяет геометрические параметры модели на эти коэффициенты. Во вкладке **Static Pose Weights** Рис. 18 возможно указать вес w_i для каждого маркера и вес ω_i для каждой обобщенной координаты модели. После того, как модель будет отмасштабирована, Scale Tool подберет такие обобщенные координаты q^m , что значение функции $f = \sum_{i \in \text{markers}} w_i \|r_i^m - r_i^{\text{exp}}\|^2 + \sum_{j \in \text{coordinates}} \omega_j (q_j^m - q_j)^2$ будет минимальным, где r_i^m – положение маркера модели, r_i^{exp} – положение экспериментального датчика, q_i – заданные значения обобщенных координат. Scale Tool выводит значение максимальной ошибки $\|r_i^m - r_i^{\text{exp}}\|$ и маркер, на которой она достигается, и RMS. Рекомендуется, что RMS не должно превышать 1см, а максимальная ошибка – 2см. Если эти условия выполнены, то можно считать, что коэффициенты масштабирования подобраны хорошо. Также в Scale Tool предусмотрена процедура **Adjust Model Markers**, которая изменяет координаты виртуальных маркеров таким образом, что их положение совпадет с экспериментальными, если модель находится в состоянии, минимизирующем функцию f. При подборе коэффициентов масштабирования веса полагались одинаковыми для всех маркеров одного тела.

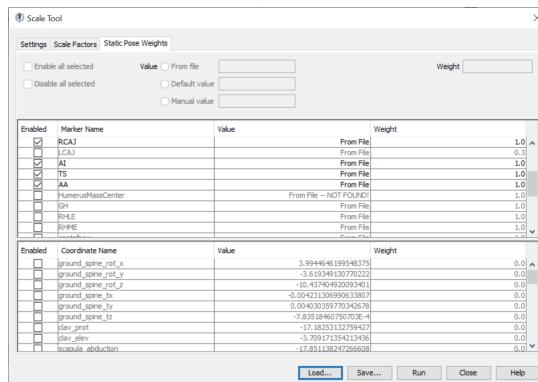


Рис. 18: Окно ввода весов для Scale Tool

Из-за того что акромиально-ключичный сустав и сустав scapulothoracic при масштабировании модели с использованием Scale Tool перестают правильно отражать взаимное расположение тел (подробнее в 6.3.2, 6.3.3), ошибка в расстоянии между реальными и виртуальными маркерами оказывается большой, но никак не связанной с точностью подбора коэффициентов масштабирования. Поэтому весь процесс масштабирования был разбит на три этапа, на первом из которых подбирались коэффициенты для каждого тела по отдельности, что позволяло действительно оценивать качество подбора коэффициентов, на втором этапе корректировался акромиально-ключичный сустав, а на третьем – вручную подбирались параметры сустава scapulothoracic.

6.3.1 Подбор коэффициентов масштабирования для каждого из тел

Будем обозначать расстояние между маркерами A, B в модели M как $|A, B|$, а расстояние между теми же датчиками в экспериментальных данных как $|A, B|_{exp}$.

1. Голова

Изначальное расположение маркеров головы показано на Рис. 19. На Рис. 20 показано расположение датчиков в экспериментальных данных. Это вид головы сбоку. Маркеры RPH и RAH находятся на переднем плане, а LPH и LAH — на заднем. Видно, что $\frac{|CV7,RPH|}{|RPH,RAH|} > \frac{|CV7,RPH|_{exp}}{|RPH,RAH|_{exp}}$. Также видно, что задние маркеры в эксперименте расположены ниже передних. Коэффициент масштабирования шейных позвонков по вертикальной оси было логично выбирать близким к $\frac{|CV7,RPH|}{|CV7,RPH|_{exp}}$. Но в этом случае шея получается непропорционально короткой. Видимо, во время проведения эксперимента маркеры LPH, RPH были закреплены у основания черепа, из-за отсутствия фотографий исследования это никак нельзя проверить. Чтобы сохранить пропорциональность масштабированной модели, координаты виртуальных маркеров были изменены. Новое положение представлено на Рис. 21. После этого размер черепа и челюсти был увеличен равномерно по всем осям на величину $\frac{|LAH,RAH|}{|LAH,RAH|_{exp}}$. Ошибка оценивалась по маркерам LPH, RPH, LAH, RAH и оказалась следующей: RMS=0.00429474, max=0.00520827 (RAH).

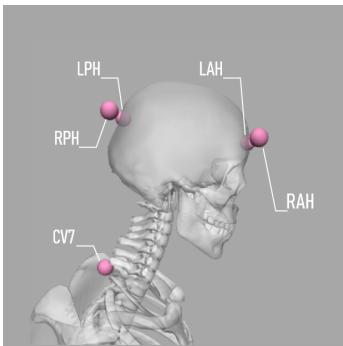


Рис. 19: Изначальное расположение маркеров головы

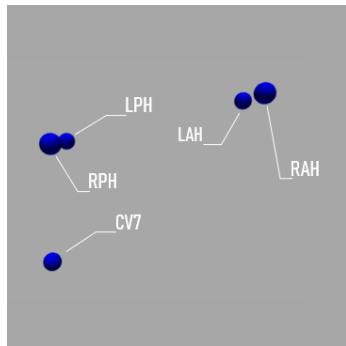


Рис. 20: Экспериментальные данные для маркеров головы

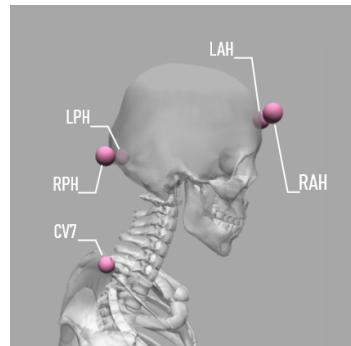


Рис. 21: Окончательное расположение маркеров головы

2. Плечевая кость

Масштабирование плечевой кости проводилось по четырем маркерам: GH, RHLE, RHME, centelbow. Оказалось, что $\frac{|RHME,RHLE|_{exp}}{|RHME,RHLE|} = 1.82$, что сильно больше $\frac{|GH,centelbow|_{exp}}{|GH,centelbow|} = 1.06$. То есть плечевую кость требовалось бы сделать непропорционально толстой, чтобы маркеры модели точно совпали с экспериментальными, чтобы избежать непропорциональности, вместо коэффициента 1.82 при изменении размеров плечевой кости по этой оси использовался коэффициент 1.6. На этапе корректировки геометрии мышц коэффициент масштабирования по этой оси (ось Z) был уменьшен до 1.4. Итоговая ошибка тогда следующая: RMS=0.012883, max=0.0189233 (RHME), что немного превышает рекомендации. Это происходит именно из-за такого выбора меньшего коэффициента масштабирования по оси Z.

После масштабирования потребовалось модифицировать сустав Glenohumeral. Одна из обобщенных координат (*axial_rot*) в этом суставе задает вращение вокруг аксиальной оси плечевой кости (Y_h на Рис. 22), эта ось соединяет точки GH и centelbow. В нашей модели начало собственной системы координат тела находится в точке GH, а аксиальная ось не совпадает с собственными осями тела. При использовании Scale Tool маркер GH остается в начале координат, положение маркера centelbow меняется, а направляющий вектор аксиальной оси в собственной системе координат не изменяется. Это приводит к тому, что аксиальная ось перестает проходить через centelbow. Это проиллюстрировано на Рис. 23 и Рис. 24 для двумерного случая. Здесь Oxy собственная система координат тела, l — аксиальная ось, проходящая через маркер centelbow. На Рис. 24 показан результат применения масштабирования с коэффициентом 2 по оси x и с коэффициентом 1 по оси y. Видно, что centelbow сместился и ось l больше не проходит через эту точку. Поэтому после масштабирования модели направляющий вектор аксиальной оси был пересчитан.

3. Лопатка

Для подбора коэффициента масштабирования для лопатки использовались маркеры RCAJ, AI, TS, AA. При этом было изменено положение маркера RCAJ: в модели II был маркер acc, а в модели III был маркер RCAJ, в нашей модели M маркер RCAJ перемещен в положение маркера acc. Такое расположение

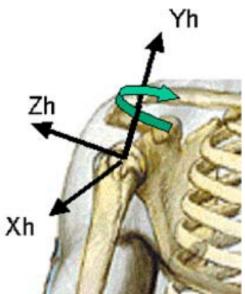


Рис. 22: Аксиальная ось плечевой кости [7]

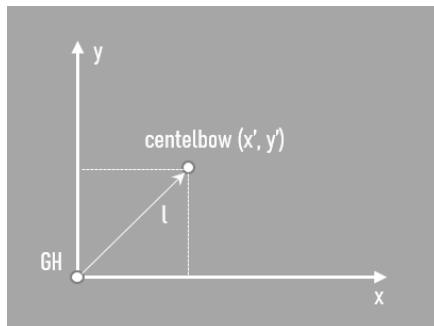


Рис. 23: Начальное расположение аксиальной оси и маркера centelbow

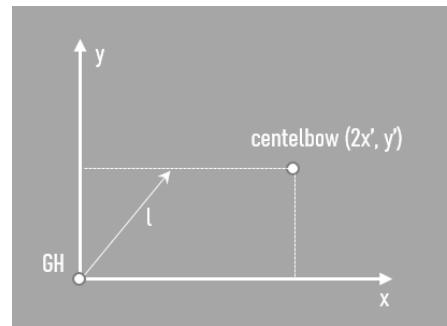


Рис. 24: Расположение аксиальной оси и маркера centelbow после масштабирования

лучше согласовалось с экспериментальными данными и описанием из технического задания. Проверить, как на самом деле был закреплен этот датчик во время эксперимента, невозможно. Итоговая ошибка: RMS=0.0114593, max=0.0173943 (AA).

3. Ключица

Масштабирование ключицы проводилось по датчикам SJN, RCAJ однородно по всем направлениям. Оценить ошибку в этом случае невозможно из-за неверного задания акромиально-ключичного сустава и сустава scapulothoracic.

4. Туловище

При масштабировании туловища подбирались коэффициенты для позвоночника и ребер одновременно, потому что было важно, чтобы их взаимное расположение осталось корректным (первое ребро находится на уровне первого грудного позвонка и т.д.). Изначально планировалось при масштабировании ориентироваться на маркеры SXS, SJN, CV7, TV8, но оказалось, что $\frac{|CV7,TV8|_{exp}}{|CV7,TV8|} = 1.53$ и это сильно больше, чем $\frac{|SXS,SJN|_{exp}}{|SXS,SJN|} = 1.02$, при том что обе пары маркеров CV7, TV8 и SXS, SJN задают коэффициент масштабирования по вертикальной оси. Это значит, что либо маркеры во время эксперимента были закреплены как-то по-другому, либо форма грудной клетки испытуемого сильно отличалась от геометрии, используемой в модели. Это приводит к тому, что невозможно добиться достаточного качества масштабирования с учетом всех четырех маркеров, поэтому в дальнейшем использовались только три: SJN, CV7, TV8. Такой выбор обусловлен тем, что CV7, TV8 необходимы для задания положения позвоночника, а SJN важен для задания положения ключицы.

Для достижения удовлетворительного результата масштабирования даже только по трем маркерам пришлось изменять некоторые параметры модели: (1) положение маркеров, (2) сустав thorax_spine.

Изменение положения маркеров

Положение маркера и в особенности то, к какому телу привязан маркер, может влиять на его расположение после масштабирования.

На Рис. 25 показано, как после масштабирования маркер CV7 "съезжает" из-за того, что он привязан к телу thorax т.е. к грудной клетке. Это относительное смещение связано с тем, что коэффициент масштабирования позвоночника и ребер по оси X отличается. На Рис. 26 показан результат масштабирования для тех же коэффициентов, но тут маркер CV7 привязан к телу spine. Получается, что в масштабируемой модели M положение маркера CV7 не изменяется при изменении тела, к которому он привязан, а в масштабированной модели есть сильное различие. В модели M маркеры CV7 и TV8 привязаны к телу spine, а SJN — к телу thorax.

Небольшое смещение маркера в масштабируемой модели может сказаться на результате масштабирования. Например, если маркер находился в (0, 0, 0), то после масштабирования координаты этого маркера не изменятся и будут по-прежнему равны (0, 0, 0). Но если немного сместить маркер в модели и применить масштабирование с большими коэффициентами, то в итоговой модели этот маркер может сместиться из анатомического ориентира, это будет особенно заметно для таких ориентиров как шейный позвонок.

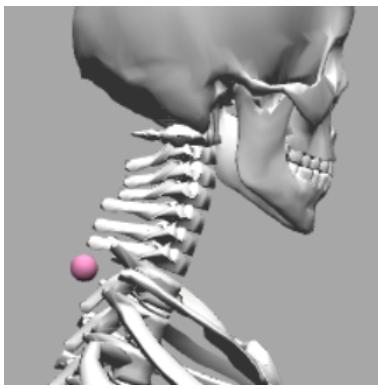


Рис. 25: Положение маркера CV7, привязанного к телу `thorax`, после масштабирования

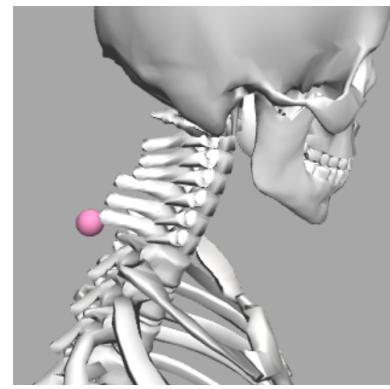


Рис. 26: Положение маркера CV7, привязанного к телу `spine`, после масштабирования

Изменение сустава `thorax_spine`

Сустав `thorax_spine` задает положение ребер относительно позвоночника с помощью `thorax_offset` и `spine_offset`. Для немасштабированной модели M не важно, как конкретно выбраны `thorax_offset` и `spine_offset`, если разница двух векторов не изменяется (Рис. 27, 28). Но если теперь предположить, что тело `spine` масштабируется с коэффициентом 1, а `thorax` с коэффициентом 2, то для конфигурации с Рис. 28 взаимное расположение тел не изменится, а для конфигурации с Рис. 27 — изменится (Рис. 29), т.к. `thorax_offset` будет в два раза длиннее. То есть изменения в суставе `thorax_spine` могут никак не влиять на модель M, но будут заметны в масштабированной модели.

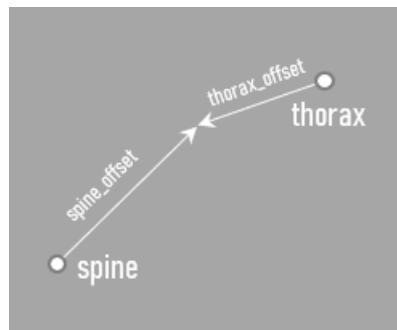


Рис. 27: Первый способ задания сустава `thorax_spine`

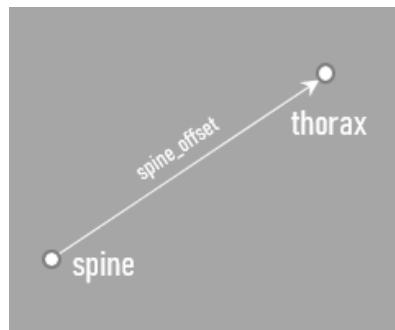


Рис. 28: Второй способ задания сустава `thorax_spine`

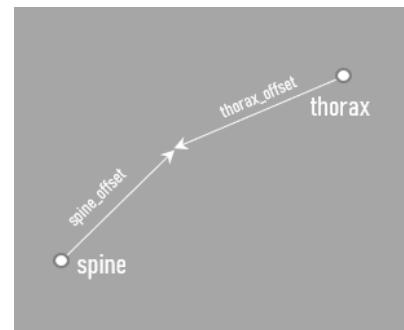


Рис. 29: Первый вариант сустава `thorax_spine` после масштабирования

Таким образом при масштабировании туловища требовалось подобрать коэффициенты масштабирования для ребер и позвоночника и параметры сустава `thorax_spine` таким образом, чтобы (1) была минимальна ошибка, (2) сохранилась корректность расположения позвоночника и ребер. Итоговая ошибка масштабирования туловища: RMS=0.0147089, max=0.0170298 SJN).

Все подобранные коэффициенты для каждого из тел находятся в архиве `./ScaleSetups/ScaleSetup.xml`. С использованием настроек из этого файла было проведено масштабирование модели. Только после этого изменялись акромиально-ключичный сустав и сустав `scapulothoracic`.

6.3.2 Изменение акромиально-ключичного сустава

В модели П акромиально-ключичный сустав AC реализован как ограничение на расположение точек (`Point Constraint`). Чтобы задать такое ограничение, надо задать одну точку P_1 в собственной системе координат ключицы, а другую точку P_2 — в собственной системе координат лопатки. `Point Constraint` требует, чтобы расположение точек P_1 и P_2 в лабораторной системе координат совпадало, при этом поворот тел относительно друг друга ничем не ограничен. При использовании ScaleTool координаты точек P_1 и P_2 не изменяются, хотя сами тела увеличиваются. Это приводит к неправильному взаимному расположению лопатки и ключицы, показанному на Рис. 30. Корректировка положения точек P_1 и P_2 производилась вручную, основываясь на описании устройства сустава в анатомическом атласе. Результат корректировки изображён на Рис. 31.

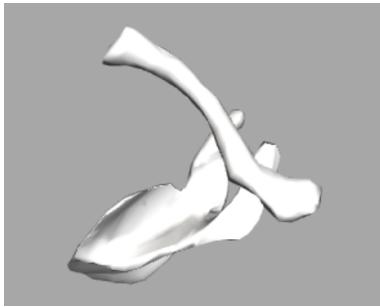


Рис. 30: Некорректное определение акромиально-ключичного сустава

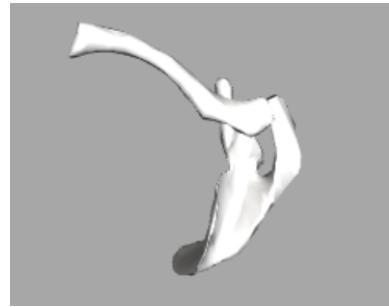


Рис. 31: Исправленное определение акромиально-ключичного сустава

6.3.3 Корректировка сустава scapulothoracic

Сустав `scapulothoracic` реализован в отдельном плагине и задает положение лопатки относительно туловища. Основная идея состоит в использовании эллипсоида неподвижного относительно тела `thorax`, по поверхности которого скользит центральная точка лопатки (`ScapulaThoracicContactPt`). Подробно про устройство этого сустава можно прочитать в статье [11]. Для этого сустава не определена операция масштабирования, поэтому при использовании Scale Tool размеры и наклон эллипсоида не изменились.

Подобрать правильные размеры, расположение и наклон эллипсоида невозможно по статической позе, необходимо оценивать насколько хорошо эллипсоид позволяет задать положение лопатки при различных движениях. Для этого использовался инструмент Inverse Kinematics [12]. Этот инструмент решает ту же задачу оптимизации, что и Scale Tool, и расчитывает те же ошибки. В случае с Scale Tool веса в задаче оптимизации не играли такой большой роли, потому что масштабирование и оценка качества проводились только для одного тела, но при использовании Inverse Kinematics для всей модели веса начинают играть важную роль. Веса для Inverse Kinematics приведены в Таблице 5 (вес маркера `LCAJ` для пожимания плечами был равен 0, потому что в исходных данных человек пожимал двумя плечами, а мы считаем левую лопатку неподвижной). Здесь выбраны относительно большие веса для маркеров туловища, чтобы иметь возможность сравнивать между собой разные варианты эллипсоидов: большие веса заставляют туловище занимать одно и то же положение для разных эллипсоидов. При подборе параметров эллипсоида не использовались маркеры `TS` и `AI`, потому что они закреплены на коже и не позволяют отслеживать положение лопатки во время движения.

Таблица 5: Веса для Inverse Kinematics

Маркер	Маркеры туловища			Маркеры головы			
	CV7	TV8	SJN	RAH	LAH	RPH	LPH
Вес	1.0	1.0	1.0	0.25	0.25	0.25	0.25
Маркер	Маркеры плечевой кости			Маркеры правой лопатки		Маркер левой лопатки	
	RHLE	RHME	centelbow	RCAJ	AA	GH	LCAJ*
Вес	0.03	0.03	0.03	0.1	0.1	0.1	0.1

После того как итоговый эллипсоид был подобран, была применена процедура `Adjust Markers`, встроенная в Scale Tool (Setup файл `AdjustTask.xml`). То есть размеры модели больше не изменились, но были подобраны обобщенные координаты, задающие статическую позу, а потом изменено положение виртуальных маркеров так, чтобы в этой позе они совпадали с экспериментальными. Таким образом были скорректированы положения всех маркеров, кроме `GH`, т.к. этот маркер должен находиться в начале собственной системы координат плечевой кости. На Рис. 32 розовым отмечены маркеры модели, а синим экспериментальные точки. После применения этого метода маркеры модели будут перемещены в положения синих маркеров.

Из-за того, что статическая поза персонализированной модели отличается от статической позы базовой модели, потребовалось еще раз скорректировать положение левой лопатки и ключицы как в Разделе 5.3. Итоговый вид эллипсоида представлен на Рис. 33.

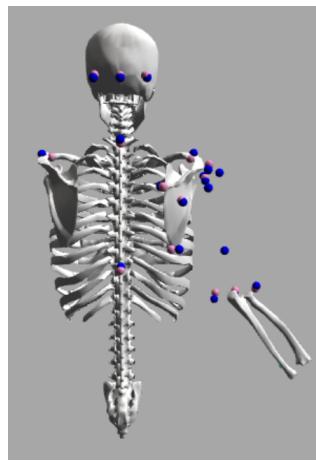


Рис. 32: Виртуальные и экспериментальные маркеры

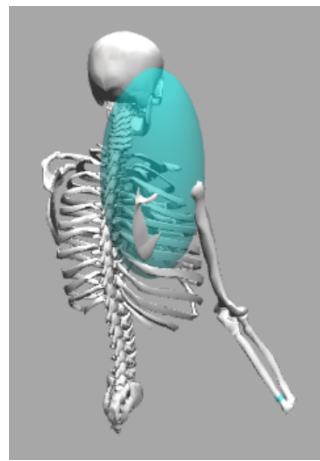


Рис. 33: Изображение подобранного эллипсоида

6.4 Применение Inverse Kinematics

Эллипсоид, описанный в предыдущем пункте, давал минимальную ошибку и позволял хорошо описывать все движения, но при этом в статической позе лопатка выглядела неестественно (Рис. 34).

Чтобы сделать положение лопатки более естественным в начале и в конце движения, то есть в те моменты, когда рука почти опущена, движения руки были разбиты на три фазы: (1) рука находится в начальном положении или чуть-чуть отклонилась от него, (2) основная фаза движения, (3) рука почти пришла в начальное положение. Для 2 фазы веса для Inverse Kinematics были такие же, как в Таблице 5. А для 1 и 3 фазы был установлен вес 0.5 на обобщенную координату *Upward rotation*. Теперь Inverse Kinematics в каждый момент времени искал не просто набор обобщенных координат наиболее точно приближающий экспериментальные данные, но и заставлял значение *Upward rotation* быть максимально близким к заданному. На Рис. 35 показан результат такой модификации. Теперь лопатка не так сильно завернута вниз.

В Таблице 6 приведено разбиение на фазы для каждого движения, заданное значение *Upward rotation*, наибольшая достигнутая среднеквадратическая ошибка и максимальное расстояние между маркером модели и виртуальным маркером. Время начала и окончания 2 фазы выбиралось таким образом, чтобы при "склейке" трех фаз обобщенная координата *Upward rotation* не испытывала резких скачков. Для этого сначала выбиралось желаемое значение *Upward rotation* u_0 , потом проводился расчет с весами из 5 для всего движения, позволяющий получить зависимость обобщенной координаты *Upward rotation* от времени $u(t)$, подбиралось такое время t_0 , когда бы $u(t_0)$ было близко к u_0 .



Рис. 34: Неестественное положение лопатки



Рис. 35: Скорректированное положение лопатки

Таблица 6: Результаты Inverse Kinematics для движений плеча

Движение	Границы 1 фазы (сек)	Границы 2 фазы (сек)	Границы 3 фазы (сек)	Значение Upward rotation для 1 и 3 фазы	Среднеквадратическая ошибка (м)	Максимальная ошибка (м)
Подъем руки в сторону	[1.0, 1.271)	[1.271, 2.707)	[2.707, 3.0)	10°	0.0110	0.0216 (RHLE)
Подъем руки вперёд	[1.0, 1.293)	[1.293, 2.607)	[2.607, 3.0)	15°	0.0124	0.0259 (RHLE)
Пожимание плечами	[1.0, 1.373)	[1.373, 2.08)	[2.08, 2.2)	10°	0.0099	0.0189 (RCAJ)

Для движений головы не было необходимости делить движение на фазы, но здесь тоже был задан вес равный 0.5 для *Upward rotation*. Желаемое значение этой обобщенной координаты было равно 12°. Маркер LCAJ не учитывался, потому что левая ключица и лопатка неподвижны относительно корпуса, а значит и маркер LCAJ модели неподвижен относительно туловища. Экспериментальный датчик немного смешался из-за того, что был закреплен на коже. Поэтому наибольшая ошибка возникает именно на этом маркере. Но эта большая ошибка никак не отражает качество описания движения головы. Маркер *centelbow* также не использовался. Он был не так важен для движений головы, а его добавление не сильно бы повлияло на результат. Результаты для движений головы приведены в Таблице 7.

Таблица 7: Результаты Inverse Kinematics для движений головы

Движение	Среднеквадратическая ошибка (м)	Максимальная ошибка (м)
Наклоны головы вперед	0.0097	0.0202 (RHME)
Наклоны головы в сторону	0.0083	0.0169 (RHME)
Наклоны головы назад	0.0090	0.0163 (GH)
Повороты головы в стороны	0.0089	0.0187 (RHME)

При использовании Inverse Kinematics рекомендуется [12] следить за тем, чтобы максимальная среднеквадратическая ошибка не превышала 2см, а максимальное расстояние между виртуальным и экспериментальным маркером не превосходило 2-4см. Для всех движений в нашей работе эти требования выполнены. Для движений руки наибольшие ошибки наблюдались для маркера RHLE при поднятии руки вперед и в сторону. Такая ошибка частично может быть объяснена тем, что маркер крепился на кожу, а потому смещался относительно локтя в наивысшей точке движения. Также хочется отметить, что при движениях головы наибольшую ошибку дает маркер локтя. Отклонение же маркеров головы от экспериментальных превышает 1см только для наклонов головы вперед. Это говорит, о том, что модель хорошо описывает движения головы.

6.5 Выбор необходимых мышц

Модель M содержит в себе все мышцы из модели П и III за исключением повторяющихся. В этой модели более 120 мышц. Для упрощения могли требовалось сократить число мышц.

Файл *./NeededMuscles/NeededMusclesTable.docx* составлен ортопедами Сеченовского Университета, в нем мышцы плеча и шеи проранжированы по степени важности для модели (зеленым выделены необходимые мышцы, желтым - желательные, оранжевым и красным выделены мышцы, которые можно не рассматривать). В итоговую модель вошли только мышцы отмеченные зеленым и желтым. Таким образом количество мышц в модели удалось сократить до 40.

6.6 Корректировка геометрии мышц

Мышцы в OpenSim моделях представлены тонкими нитями. Под геометрией мышцы подразумевается форма этой нити при разных наборах обобщенных координат. Геометрия задается точками крепления, промежуточными точками разных типов (*via points*, *moving points*, *fixed points*) и ограничивающими поверхностями (подробнее в [13]). От геометрии мышцы зависит направление действия силы, а потому и момент силы.

После масштабирования модели М потребовалась корректировка геометрии мышц, т.к. поменялось взаимное расположение тел, размеры ограничивающих поверхностей. В случае, например, с подлопаточной мышцей это привело тому, что при небольшом изменении одной обобщенной координаты *shoulder_elv* происходило резкое изменение формы мышцы. На Рис. 36 значение *shoulder_elv* равно 43.094° и подлопаточная мышца следует вдоль поверхности цилиндра, а на Рис. 37 угол подъёма плеча равен 41.872° , но мышца представляет из себя отрезок прямой.

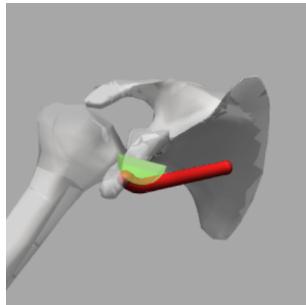


Рис. 36: Вид подлопаточной мышцы
при $\text{shoulder_elv} = 43.094^\circ$

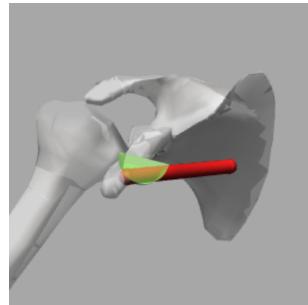


Рис. 37: Вид подлопаточной мышцы
при $\text{shoulder_elv} = 41.872^\circ$

6.6.1 Способы определение корректности геометрии мышцы

Правильность задания геометрии мышцы проверялась визуально и численно.

Визуальный метод подразумевает проверку того, что при различных наборах обобщенных координат форма мышцы близка к анатомической, что в частности означает, что мышца не должна пересекать кости.

Численный метод подразумевает анализ такой численной характеристики как плечо силы [14]. Строится график зависимости плеча силы от одной обобщенной координаты (*shoulder_elv*) при неизменных остальных с помощью инструмента Plotter. В том случае, когда происходит резкое изменение формы мышцы, как в случае с подлопаточной мышцей, такой график будет иметь вид Рис. 38. Соответственно следует внести такие изменения в модель, что зависимость будет гладкой. Предполагалось, что в модели П геометрия мышц была хорошо задана, поэтому получившиеся зависимости для нашей модели сравнивались с аналогичными для модели П. Стоит заметить, что чтобы провести такое сравнение, необходимо нормировать получившиеся значения плеча силы на коэффициент $\frac{r_n}{r_m}$, где r_n — среднее значение радиуса поверхности головки плечевой кости (полагалось равным 22.6мм), а r_m — та же величина но для рассматриваемой модели (r_m для модели ПМ полагался равным 24.4мм, а для модели П — 20.8мм).

Помимо этого Plotter позволяет построить зависимость плеча силы от времени для какого-то заранее заданного движения, например, для результата Inverse Kinematics из пункта 6.4. Эту зависимость сложно анализировать на гладкость из-за шума в заданном движении, который сильно сказывается на характере зависимости.

6.6.2 Экспериментальные данные для мышц плеча

Для мышц плеча было проведено подробное экспериментальное исследование [16], в котором для разных мышц шеи было замерено плечо силы при подъеме руки вперед и в сторону. Экспериментальные данные, заимствованные из этой статьи, находятся в папке Они также могут использоваться для проверки

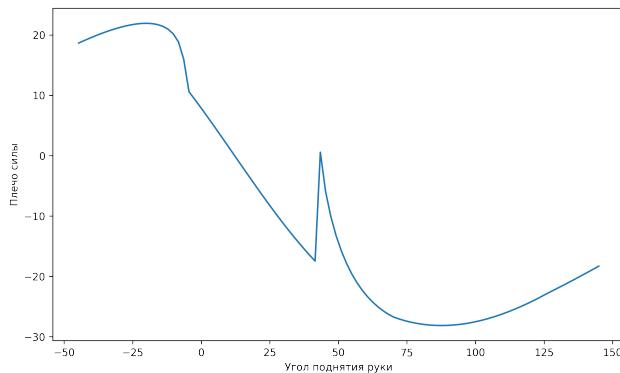


Рис. 38: График зависимости плеча силы от угла подъёма руки

корректности задания геометрии мышц. Следует заметить, что в этом эксперименте лопатка была подвижна, поэтому будет некорректно сравнивать эти экспериментальные данные с рассчетом плеча силы для модели при меняющейся только одной обобщенной координате `shoulder_elv`. Правильнее было бы сравнивать экспериментальные данные с результатами рассчета плеча силы для некоторого заданного движения.

Для мышц шеи есть менее полное исследование тех же авторов [17]

6.6.3 Вспомогательные скрипты

Для построения графиков зависимости плеча силы от `shoulder_elv` использовался скрипт `plotting.py` (`./Scripts/`), который возможно запустить из графической среды. Этот скрипт рассчитывает зависимости, отображает графики и экспортирует результаты в отдельные файлы. Расчет проводился для разных групп мышц плеча для двух следующих конфигураций модели:

1. `shoulder_elv` варьируется, $\text{plane_elv} = 70^\circ$, $\text{axial_rot} = 0^\circ$, все остальные координаты имеют те же значения, что и в статической позе. Этую конфигурацию можно условно назвать "flexion".
2. `shoulder_elv` варьируется, $\text{plane_elv} = 0^\circ$, $\text{axial_rot} = 0^\circ$, все остальные координаты имеют те же значения, что и в статической позе. Этую конфигурацию можно условно назвать "abduction".

Замечание: Эти две конфигурации условно задают движения "flexion" и "abduction". При построении графиков варьируется только одна координата, а остальные неизменны, что никак не соответствует реальному подъему руки вперед или в сторону. Но анализ таких зависимостей проще и все еще позволяет обнаружить проблемы в определении геометрии.

Дополнительно использовался Python notebook `ForMuscleGeometry.ipynb` (`./PythonNotebooks/`). В нем возможно сравнить получившиеся графики для нашей модели с аналогичными графиками для модели Π , и также с экспериментальными данными, хотя последнее не очень корректно.

Также в архиве есть Python notebook `ForMuscleGeometryMotions.ipynb` (`./PythonNotebooks/`), который позволяет сравнить экспериментальные данные с расчетом плеча силы во время движения. Этот скрипт не использовался в работе, но может быть полезен в дальнейшем.

Скрипт `load_motion_script.py` позволяет загрузить сразу несколько движений в графическую среду.

6.6.4 Итоги

В конечном итоге удалось добиться гладких зависимостей для всех мышц и для обеих конфигураций в рамках интересующего диапазона обобщенной координаты `shoulder_elv` (Рис. 39 и Рис. 40). Скачок на втором графике происходит вне интересующего нас диапазона.

6.7 Корректировка динамических параметров мышц

Любая мышца в OpenSim модели задается некоторым набором динамических параметров. От них существенно зависит сила, развиваемая мышцей. При применении инструмента Scale Tool часть динамических

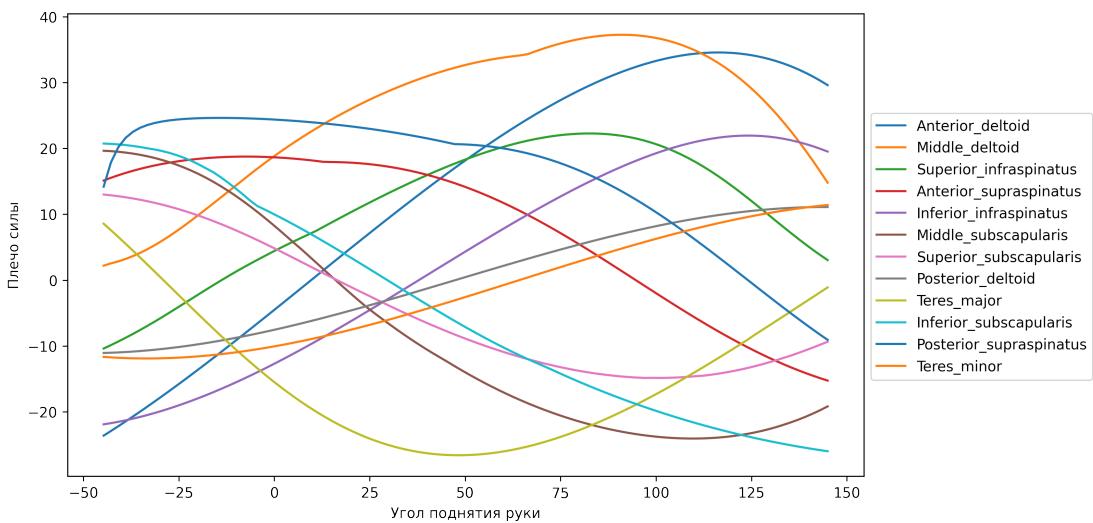


Рис. 39: График зависимости плеча силы от угла подъёма руки для движения в коронарной плоскости

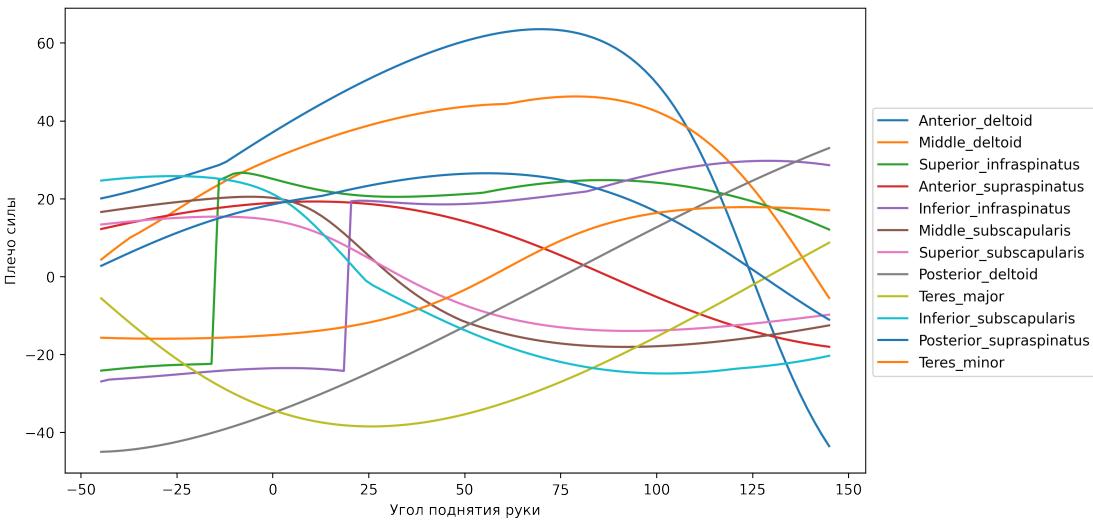


Рис. 40: График зависимости плеча силы от угла подъёма руки для движения руки в сагиттальной плоскости

параметров остается неизменной, часть же изменяется пропорционально изменению длины. В результате некоторые мышцы не могут развить силу, необходимую для повторения заданного движения. Поэтому после масштабирования требуется корректировка динамических параметров.

В этой работе корректировка динамических параметров не была проведена. Также по-прежнему остается нерешенным вопрос согласования мышц из разных моделей, описанный в 5.5.3. Однако скажем про то, какой подход предполагалось использовать в работе.

6.7.1 Предлагаемый подход

Планировалось применять инструмент Computed Muscle Control [18] ко всем исследуемым движениям. Этот инструмент позволяет рассчитать активацию мышц в каждый момент времени, необходимую для повторения заданного движения. В том случае, когда мышцы модели не развивают достаточную силу, инструмент использует так называемые *residual actuators*. Соответственно если все параметры мышц заданы правильно, то значения *residual actuators* малы. Setup файл для Computed Muscle Control можно найти в (*./CMCSetup/*).

Следуя рекомендациям из документации OpenSim, планировалось анализировать следующие параметры: (1) максимальные значения *residual actuators* для каждого движения, (2) RMS ошибку для каждого *residual actuators*, (3) максимальную ошибку для обобщенных координат и (4) RMS ошибку

для обобщенных координат. Также длина мышц в модели не должна выходить за пределы интервала $[0.8 \cdot optimal_fiber_length, 1.2 \cdot optimal_fiber_length]$. Для удобного анализа этих характеристик был написан Python notebook `ForDynamicMusclesParameters.ipynb` (`./PythonNotebooks/`) .

Чтобы удовлетворить всем требованиям в работе [2] предлагалось итеративно изменять значения параметров `optimal_fiber_length` и `tendon_slack_length` на небольшую величину. Чтобы не делать это вручную, было написано два Python скрипта, которые можно запустить из графической среды OpenSim. Скрипт `fiber_lengths_script.py` позволяет экспорттировать в заданный файл текущие значения параметра `optimal_fiber_length` для всех мышц модели, а скрипт `fiber_adjustment.py` изменяет значения `optimal_fiber_length` и `tendon_slack_length` для всех указанных мышц на заданный коэффициент.

Список литературы

- [1] Mortensen, J. D., Vasavada, A. N., Merryweather, A. S. (2018). The inclusion of hyoid muscles improve moment generating capacity and dynamic simulations in musculoskeletal models of the head and neck. *PloS one*, 13(6), e0199912.
- [2] Seth A, Dong M, Matias R and Delp S (2019) Muscle Contributions to Upper-Extremity Movement and Work From a Musculoskeletal Model of the Human Shoulder. *Front. Neurorobot.* 13:90. doi: 10.3389/fnbot.2019.00090
- [3] Cazzola D, Holsgrave TP, Preatoni E, Gill HS, Trewartha G. Cervical Spine Injuries: A Whole-Body Musculoskeletal Model for the Analysis of Spinal Loading. *PLOS ONE*. 2017; 12(1):e0169329. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0169329> PMID: 28052130
- [4] Cazzola D, Holsgrave TP, Preatoni E, Gill HS, Trewartha G. Cervical Spine Injuries: A Whole-Body Musculoskeletal Model for the Analysis of Spinal Loading. *PLOS ONE*. 2017; 12(1):e0169329. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0169329> PMID: 28052130
- [5] Roren A, Lefevre-Colau M-M, Poiraudeau S, Fayad F, Pasqui V, Roby-Brami A (2014) A new description of scapulothoracic motion during arm movements in healthy subjects. *Man Ther* 20:46–55 doi: 10.1016/j.math.2014.06.006 PMID: 25034959
- [6] OptiTrack. Biomech (57) 2017.
Available from: [https://v20.wiki.optitrack.com/index.php?title=Biomech_\(57\)](https://v20.wiki.optitrack.com/index.php?title=Biomech_(57)).
- [7] Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., et al. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J. Biomech.* 38, 981–992. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042
- [8] Stokdijk, Mariëlle & Nagels, Jochem & Rozing, Piet. (2001). The glenohumeral joint rotation centre in vivo. *Journal of biomechanics*. 33. 1629-36. 10.1016/S0021-9290(00)00121-4.
- [9] <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/C3D+%28c3d%29+Files>
- [10] <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Scaling>
- [11] Seth, A., Matias, R., Veloso, A. P., and Delp, S. L. (2016). A biomechanical model of the scapulothoracic joint to accurately capture scapular kinematics during shoulder movements. *PLoS ONE*. 11:e0141028. doi: 10.1371/journal.pone.0141028
- [12] <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Inverse+Kinematics>
- [13] <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Muscle+Editor>
- [14] Sherman, Michael, Seth, Ajay, Delp, Scott. (2013). What is a Moment Arm? Calculating Muscle Effectiveness in Biomechanical Models Using Generalized Coordinates. *Proceedings of the ASME Design Engineering Technical Conferences*. ASME Design Engineering Technical Conferences. 2013. 10.1115/DETC2013-13633.
- [15] <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Plotting>
- [16] Ackland, D. C., Pak, P., Richardson, M., and Pandy, M. G. (2008). Moment arms of the muscles crossing the anatomical shoulder. *J. Anat.* 213, 383–390. doi: 10.1111/j.1469-7580.2008.00965.x

- [17] Ackland, David & Merritt, Jonathan & Pandy, Marcus. (2010). Moment arms of the human neck muscles in flexion, bending and rotation. *Journal of biomechanics*. 44. 475-86. 10.1016/j.jbiomech.2010.09.036.
- [18] <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Computed+Muscle+Control>