

УДК 531/534:[57+61]

О МОДЕЛИРОВАНИИ ПЯСТНО-ЗАПЯСТНОГО СУСТАВА БОЛЬШОГО ПАЛЬЦА РУКИ

Ю.Д. Селюцкий¹, М.З. Досаев¹, Ф.-Ч. Су², Ч.-Х. Чанг³

¹ Научно-исследовательский институт механики Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова, Россия, 117192, Москва, Мичуринский проспект, 1, e-mail: seliutski@imec.msu.ru

² Центр инновационных медицинских приборов Национального университета Чен Кун, 70101, Тайвань, Тайнань, ул. Шенгли, 138, e-mail: fcsu@mail.ncku.edu.tw

³ Факультет прикладной биомедицины Национального университета Чен Кун, 70101, Тайвань, Тайнань, Университетский проспект, 1, e-mail: cchang@mail.ncku.edu.tw

Аннотация. Актуальность исследования суставов большого пальца руки определяется той важной ролью, которую этот палец играет в нормальном функционировании всей кисти. Совместной российско-тайваньской группой ученых исследуется пястно-запястный сустав с целью создания адекватной математической модели этого сустава. Такой механико-математический аппарат необходим для дальнейшего практического приложения – создания искусственного сустава. Специалистами факультета прикладной биомедицины Национального университета Чен Кун (Тайвань) с помощью компьютерной томографии проведены серии экспериментов, в которых регистрировались (*in vitro*) относительные положения костей, составляющих этот сустав: первой пястно-запястной кости и кости-трапеции. В то же время в Научно-исследовательском институте механики Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова построена кинематическая модель сустава в виде двух цилиндрических шарниров, оси которых представляют собой произвольно расположенные скрещивающиеся прямые. Подобный подход в современной научной литературе считается одним из самых перспективных. Авторами предложена методика и построен алгоритм идентификации индивидуальных параметров рассмотренной модели по экспериментальным данным. По результатам численного счета показано, что предложенная методика позволяет в несколько раз снизить максимальное абсолютное расхождение расчетных и экспериментальных характеристик сустава по сравнению с соответствующими значениями, представленными в литературе. Тем не менее максимальная относительная невязка по длине измеренного и расчетного вектора, соединяющего опорные точки двух костей, достигла 55%. В связи с этим в модель были добавлены дополнительные степени свободы, соответствующие перемещению центров шарниров вдоль некоторых прямых, жестко связанных с костями сустава. Таким образом, модель содержит 14 параметров. После их идентификации удалось снизить максимальную невязку по длине измеренного и расчетного векторов до 9%, а разницу по расчетным и измеренным углам ориентации – до 5%.

Ключевые слова: пястно-запястный сустав, пястная кость, трапеция, эксперименты *in vitro*, кинематическая модель, идентификация параметров.

© Селюцкий Ю.Д., Досаев М.З., Су Ф.-Ч., Чанг Ч.-Х., 2013

Селюцкий Юрий Дмитриевич, к.ф.-м.н., в.н.с. лаборатории навигации и управления НИИ механики, Москва

Досаев Марат Закирджанович, к.ф.-м.н., в.н.с. лаборатории навигации и управления НИИ механики, Москва

Су Фон-Чин, профессор, директор Центра инновационных медицинских приборов, Тайнань

Чанг Чи-Хан, профессор, факультет прикладной биомедицины, Тайнань

ВВЕДЕНИЕ

Большой палец руки играет ключевую роль в нормальном функционировании всей кисти. Наиболее сложным и в то же время наиболее важным для обеспечения «нормального» движения всего пальца является пястно-запястный сустав. Этот сустав (рис. 1) образован двумя костями и является разновидностью двухосных суставов – седловидным суставом. Он образован дистальной суставной поверхностью кости-трапеции и проксимальной суставной поверхностью первой пястной кости. Необходимо отметить, что геометрия пястно-запястного сустава значительно варьируется у разных индивидуумов.

Клиническая практика показывает, что этот сустав часто страдает от артрита [5]. Поэтому исследование свойств данного сустава с прицелом на разработку эффективных протезов является весьма актуальным.

С этим связано наличие обширной литературы – как медицинской, так и биомеханической, посвященной экспериментальному и теоретическому исследованию пястно-запястного сустава и, в частности, кинематики этого сустава. Так, в статьях [3, 4] описаны эксперименты *in vitro*, в которых регистрировались пространственные координаты наборов точек большого пальца при разных его положениях относительно кисти. На базе этой информации определялось направление осей вращения (сгибание/разгибание и приведение/отведение) в суставах большого пальца. Показано, что эти оси можно считать фиксированными по отношению к костям пальца. Следует отметить, что во всех работах зафиксирован весьма широкий диапазон изменения параметров рабочего пространства большого пальца у разных людей. В статьях [1, 6, 7] описаны механические модели большого пальца, представляющие собой кинематическую цепь, которая состоит из нескольких жестких стержней, соединенных цилиндрическими шарнирами. В них считается целесообразным с точки зрения повышения точности описания кинематики пальца и усилия на его кончике моделировать пястно-запястный сустав с помощью двух цилиндрических шарниров, оси которых не перпендикулярны и не пересекаются.

Однако задача построения адекватной модели пястно-запястного сустава еще далека от разрешения. Для этого представляется необходимым разработать такую модель, которая бы достаточно точно описывала область движений пальца, регистрируемую в экспериментах, и в то же время включала как можно меньше степеней свободы и параметров, подлежащих идентификации по результатам экспериментов.



Рис. 1. Положение пястно-запястного сустава в кисти руки

В настоящей работе описаны исследования, проведенные совместной российско-тайваньской группой ученых из Национального университета Чен Кун (*NCKU*, Тайвань) и НИИ механики МГУ имени М.В. Ломоносова. В *NCKU* проведены две серии экспериментов по регистрации положения костей, образующих пястно-запястный сустав. Была разработана методика определения характерных точек на этих костях и формирования систем координат, связанных с этими костями. В НИИ механики МГУ имени М.В. Ломоносова построена математическая модель сустава и проведена попытка ее верификации на основе полученных экспериментальных данных. Показано, что использование предлагаемой в литературе модели с двумя степенями свободы не обеспечивает достаточно точного описания относительных положений костей. В связи с этим в модель введены две дополнительные степени свободы, соответствующие «проскальзыванию» костей друг относительно друга. Была создана оригинальная методика и построен алгоритм идентификации параметров модели. Определены значения параметров, которые позволили достичь достаточно хорошего согласования с экспериментальными данными.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для изучения взаимного положения костей, образующих пястно-запястный сустав, на факультете биомедицины *NCKU* были проведены две серии экспериментов *in vitro*. В каждой из этих серий использовался свой образец руки. Рука при этом закреплялась в фиксаторе, а к сухожилиям мышц большого пальца с помощью специального устройства прикладывалась сила.

В экспериментах первой серии некоторая фиксированная сила прикладывалась по очереди к одному из сухожилий мышц большого пальца. Были задействованы сухожилия следующих мышц: *flexor pollicis longus* (*FPL*), *extensor pollicis longus* (*EPL*), *abductor pollicis longus* (*APL*), *abductor pollicis brevis* (*APB*), *adductor pollicis* (*ADD*) (в указанном порядке). Величины прикладываемой силы составляли 0; 0,2; 0,5; 0,7 кгс (для *ADD* нагрузку в 0,7 кгс реализовать не удалось из-за технических ограничений). Таким образом, всего было исследовано 19 различных положений большого пальца.

В экспериментах второй серии (рис. 2), в отличие от предыдущих, сила прикладывалась одновременно к нескольким сухожилиям указанных мышц большого пальца таким образом, чтобы кончик большого пальца находился в одном из четырех заданных положений (в основании одного из других пальцев руки) и на нем развивалось заданное усилие (измеряемое с помощью датчика нагрузки). Всего было проведено



Рис. 2. Экспериментальный стенд

12 экспериментов: большой палец в «нейтральном» положении (нагрузка к сухожилиям не приложена), кончик большого пальца прижат к основанию указательного пальца (усилие на кончике 0; 0,2; 0,4 кгс), кончик большого пальца прижат к основанию среднего пальца (усилие на кончике 0; 0,2; 0,4 кгс), кончик большого пальца прижат к основанию безымянного пальца (усилие на кончике 0; 0,2; 0,4 кгс), кончик большого пальца прижат к основанию мизинца (усилие на кончике 0; 0,2 кгс).

В ходе экспериментов с помощью компьютерной томографии регистрировались положения первой пястной кости и кости-трапеции, после чего на базе полученных данных рассчитывались положения характерных точек на этих костях. Затем по этим точкам в соответствии методикой, описанной в статье [2], определялись координаты центра O_M основания первой пястной кости и углы, задающие ориентацию осей системы координат $O_M X_M Y_M Z_M$, связанной с первой пястной костью, относительно неподвижной системы координат $O_T X_T Y_T Z_T$, связанной с костью-трапецией.

МОДЕЛЬ С ДВУМЯ СТЕПЕНЯМИ СВОБОДЫ

Сначала была предпринята попытка воспользоваться известным из литературы подходом и, как было описано выше, ограничиться двумя цилиндрическими шарнирами со скрещивающимися и неперпендикулярными осями (рис. 3). Первый из этих шарниров жестко связан с костью-трапецией и моделирует сгибание/разгибание ($F-E$). Второй жестко связан с первой пястной костью и моделирует приведение/отведение ($A-A$).

В рамках этого подхода имеют место следующие соотношения:

$$\mathbf{e}_{Mx} = M_{AA}(\varphi_2)M_{FE}(\varphi_1)\mathbf{e}_{Tx}, \quad \mathbf{e}_{My} = M_{AA}(\varphi_2)M_{FE}(\varphi_1)\mathbf{e}_{Ty}, \quad \mathbf{e}_{Mz} = M_{AA}(\varphi_2)M_{FE}(\varphi_1)\mathbf{e}_{Tz}, \quad (1)$$

$$\mathbf{O}_T \mathbf{O}_M = \mathbf{O}_T \mathbf{O}_1 + M_{FE}(\varphi_1)\mathbf{r}_1 + M_{AA}(\varphi_2)M_{FE}(\varphi_1)\mathbf{r}_2.$$

Здесь $\mathbf{e}_{Mx,y,z}$ и $\mathbf{e}_{Tx,y,z}$ – орты осей координат, связанных с первой пястной костью и с трапецией соответственно; $\varphi_{1,2}$ – углы поворота вокруг осей первого и второго шарнира; $M_{FE}(\varphi_1)$ и $M_{AA}(\varphi_2)$ – соответствующие матрицы поворота; $\mathbf{O}_T \mathbf{O}_1$, $\mathbf{r}_{1,2}$ – некоторые постоянные векторы.

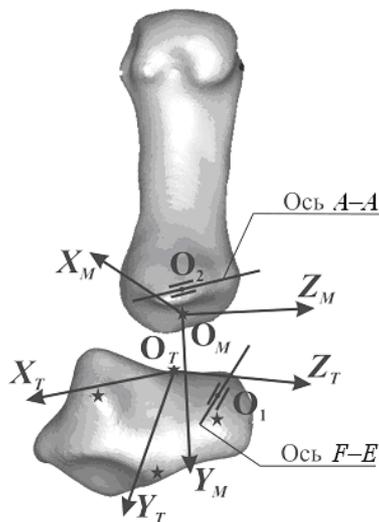


Рис. 3. Модель пястно-запястного сустава, содержащая два шарнира со скрещивающимися и неперпендикулярными осями

Таким образом, модель содержит десять параметров: четыре параметра, определяющие направления осей первого и второго шарниров, три компонента вектора $\mathbf{O}_T\mathbf{O}_1$ и три компонента вектора \mathbf{r}_1 . Отметим, что эти параметры являются индивидуальными и могут различаться (вообще говоря, достаточно сильно) для разных людей. Соответственно, они различны для экспериментов первой и второй серий. В то же время углы поворота необходимо подбирать для каждого положения отдельно – так, чтобы обеспечить минимальное рассогласование между расчетными и экспериментально зарегистрированными положениями первой пястной кости.

Отметим, что задачу идентификации параметров можно решать в два этапа: сначала определить направления осей шарниров и углы поворота вокруг этих осей, а уже затем найти векторы $\mathbf{O}_T\mathbf{O}_1$, \mathbf{r}_1 и \mathbf{r}_2 . При этом \mathbf{r}_2 при заданных прочих параметрах определяется однозначно по положению, принятому в качестве номинального (в обеих сериях экспериментов в качестве такового использовалось положение пальца до прикладывания нагрузки). Такой подход позволяет существенно уменьшить объем вычислений, которые необходимо произвести в ходе идентификации параметров.

На первом этапе с помощью метода покоординатного спуска были определены направления осей шарниров. При этом для каждого положения углы поворота в шарнирах определялись путем минимизации функционала, равного корню из суммы квадратов углов между расчетными и экспериментальными координатными осями.

Результаты расчетов приведены в табл. 1 и 2 ($\alpha_{x,y,z}$ – углы между расчетным и измеренным направлением осей $O_M X_M$, $O_M Y_M$, $O_M Z_M$ соответственно).

Таблица 1

Ориентация осей для экспериментов серии 1

Мышца	Сила, кгс	α_x	α_y	α_z	Мышца	Сила, кгс	α_x	α_y	α_z
FPL	0	0,8	0,9	0,7	APL	0,5	11,2	7,8	10,0
FPL	0,2	1,1	0,8	1,3	APL	0,7	11,4	7,8	11,3
FPL	0,5	2,2	1,5	2,0	APB	0	1,3	0,9	1,5
FPL	0,7	2,7	2,1	1,7	APB	0,2	1,9	2,0	0,8
EPL	0	0,7	0,8	0,3	APB	0,5	4,0	3,2	2,4
EPL	0,2	2,3	2,4	0,9	APB	0,7	5,7	5,1	2,7
EPL	0,5	9,9	6,5	10,0	ADD	0	1,2	1,4	1,5
EPL	0,7	11,4	7,5	11,3	ADD	0,2	1,5	1,0	1,5
APL	0	1,3	1,4	0,6	ADD	0,5	0,4	0,4	0,3
APL	0,2	11,0	7,9	9,5					

Таблица 2

Ориентация осей для экспериментов серии 2

Положение	Усилие, кгс	α_x	α_y	α_z	Положение	Усилие, кгс	α_x	α_y	α_z
Нейтральное	0	0,1	0,1	0,1	2	0,4	1,6	2,1	2,6
1	0	2,7	8,6	8,9	3	0	3,0	3,0	3,9
1	0,2	3,2	3,9	3,6	3	0,2	0,5	0,9	1,0
1	0,4	5,5	7,9	7,3	3	0,4	4,7	6,4	5,9
2	0	5,4	6,6	6,3	4	0	8,0	5,0	7,2
2	0,2	1,0	2,3	2,2	4	0,2	5,1	5,0	6,5

Максимальная невязка по ориентации первой пястной кости составляет $11,4^\circ$. При этом для 60% положений углы не превышают 4° . Такой уровень точности представляется вполне приемлемым. Таким образом, ориентацию первой пястной кости в рамках данного подхода удастся описать достаточно хорошо.

Следующим этапом идентификации параметров является определение параметров, отвечающих за описание положения первой пястной кости (т.е. за положение точки O_M).

С помощью метода покоординатного спуска в сочетании с методом наименьших квадратов были определены значения компонентов векторов $O_T O_1$ и r_1 , обеспечивающие наименьшую разницу между расчетным и экспериментальным положениями указанной точки. Результаты приведены в табл. 3 и 4 (β – угол между расчетным и измеренным направлением вектора $O_T O_M$, Δr – относительная невязка по длине $O_T O_M$, т.е. разность расчетной и измеренной длин этого вектора, отнесенная к измеренной длине).

Максимальная относительная невязка по длине вектора $O_T O_M$ составила 55% для первой серии и 44% для второй, а угол между расчетным и измеренным векторами достиг 19° для первой серии и 24° для второй. Таким образом, данная модель не позволила определить положение точки O_M с достаточной точностью.

Таблица 3

Положение точки O_M для экспериментов серии 1

Мышца	Сила, кгс	β , град	Δr , %	Мышца	Сила, кгс	β , град	Δr , %
<i>FPL</i>	0	0,0	0	<i>APL</i>	0,5	5,3	16
<i>FPL</i>	0,2	1,6	5	<i>APL</i>	0,7	0,7	6
<i>FPL</i>	0,5	3,3	13	<i>APB</i>	0	2,8	16
<i>FPL</i>	0,7	3,3	19	<i>APB</i>	0,2	13,9	25
<i>EPL</i>	0	1,1	5	<i>APB</i>	0,5	18,1	33
<i>EPL</i>	0,2	19,1	33	<i>APB</i>	0,7	17,8	42
<i>EPL</i>	0,5	3,5	11	<i>ADD</i>	0	5,2	12
<i>EPL</i>	0,7	3,7	7	<i>ADD</i>	0,2	0,7	9
<i>APL</i>	0	1,1	5	<i>ADD</i>	0,5	1,2	14
<i>APL</i>	0,2	16,5	55				

Таблица 4

Положение точки O_M для экспериментов серии 2

Положение	Усилие, кгс	β , град	Δr , %	Положение	Усилие, кгс	β , град	Δr , %
Нейтральное	0	0	0	2	0,4	11,3	20
1	0	14,6	26	3	0	6,5	13
1	0,2	11,0	22	3	0,2	12,7	25
1	0,4	9,46	20	3	0,4	10,67	19
2	0 кгс	16,1	28	4	0	22,8	42
2	0,2 кгс	11,7	20	4	0,2	24,1	44

МОДЕЛЬ С ДОПОЛНИТЕЛЬНЫМИ СТЕПЕНЯМИ СВОБОДЫ

Одним из возможных способов модификации модели является увеличение числа степеней свободы. Были введены две дополнительные степени свободы, соответствующие перемещению центров шарниров вдоль прямых ξ_T и ξ_M , жестко связанных соответственно с костью-трапецией и с первой пястной костью (рис. 4).

В рамках предложенной модели формула для расчета положения начала системы координат, связанной с первой пястной костью, приняла следующий вид:

$$\mathbf{O}_T \mathbf{O}_M = \mathbf{O}_T \mathbf{O}_1 + M_{FE}(\varphi_1) \mathbf{r}_1 + M_{AA}(\varphi_2) M_{FE}(\varphi_1) \mathbf{r}_2 + x_1 \mathbf{e}_T + x_2 M_{AA}(\varphi_2) M_{FE}(\varphi_1) \mathbf{e}_M,$$

где $x_{1,2}$ – смещения вдоль осей ξ_T и ξ_M ; \mathbf{e}_T , \mathbf{e}_M – единичные векторы осей ξ_T и ξ_M .

Модифицированная модель содержит четырнадцать параметров, которые подлежат идентификации на базе экспериментальных данных: к параметрам, описанным ранее, добавляются четыре параметра, определяющие направления осей ξ_T и ξ_M относительно систем координат, связанных с соответствующими костями (эти параметры также являются индивидуальными и могут отличаться для разных людей). Кроме того, для каждого положения требуется определить соответствующие ему значения координат x_1 и x_2 .

Для идентификации дополнительных параметров была проведена серия расчетов (при этом для остальных параметров и углов поворота вокруг осей шарниров были приняты значения, определенные на предыдущем этапе). В ходе этих расчетов с помощью метода покоординатного спуска определялись значения параметров модифицированной модели пястно-запястного сустава, обеспечивающие минимальное отклонение расчетных данных от экспериментальных.

В результате были получены следующие оценочные значения параметров: для серии 1:

$$\begin{aligned} \mathbf{e}_{FE} &= (0; 0; 1)^T, \quad \mathbf{e}_{AA} = (-0,13; 0,36; 0,92)^T, \\ \mathbf{e}_T &= (0,91; 0,39; 0,14)^T, \quad \mathbf{e}_M = (0,33; -0,71; 0,62)^T, \\ \mathbf{r}_1 &= (22,4; 15,6; 5,5)^T, \quad \mathbf{r}_2 = (23,0; -77,6; 20,5)^T; \end{aligned}$$

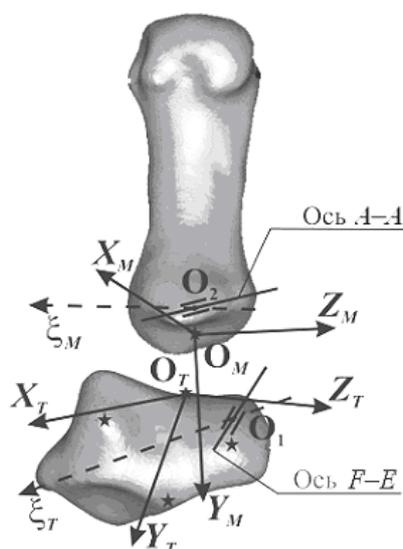


Рис. 4. Уточненная модель пястно-запястного сустава

для серии 2:

$$\mathbf{e}_{FE} = (-0,15; 0,35; 0,92)^T, \quad \mathbf{e}_{AA} = (-0,04; 0,58; 0,82)^T,$$

$$\mathbf{e}_T = (0,27; 0,76; 0,59)^T, \quad \mathbf{e}_M = (-0,15; -0,78; 0,61)^T,$$

$$\mathbf{r}_1 = (26,2; -54,5; -72,5)^T, \quad \mathbf{r}_2 = (-1,9; -7,0; -52,2)^T,$$

где \mathbf{e}_{FE} , \mathbf{e}_{AA} – единичные векторы осей шарниров, заданные в системах координат, связанных с костью-трапецией и с первой пястной костью, соответственно; \mathbf{e}_T , \mathbf{e}_M – единичные векторы осей ξ_T и ξ_M .

Результаты расчетов приведены в табл. 5 и 6:

Таблица 5

Положение точки O_M для экспериментов серии 1 (модифицированная модель)

Мышца	Сила, кгс	β , град	Δr , %	Мышца	Сила, кгс	β , град	Δr , %
FPL	0	0	0	APL	0,5	1,1	3
FPL	0,2	0,9	2	APL	0,7	1,3	4
FPL	0,5	1,2	2	APB	0	2,5	4
FPL	0,7	4,9	9	APB	0,2	0,4	1
EPL	0	0,4	1	APB	0,5	2,5	5
EPL	0,2	3,4	6	APB	0,7	3,4	6
EPL	0,5	2,2	5	ADD	0	3,5	6
EPL	0,7	0,2	1	ADD	0,2	0,1	0
APL	0	1,1	2	ADD	0,5	2,4	4
APL	0,2	3,5	7				

Таблица 6

Положение точки O_M для экспериментов серии 2 (модифицированная модель)

Положение	Усилие, кгс	β , град	Δr , %	Положение	Усилие, кгс	β , град	Δr , %
Нейтральное	0	0	0	2	0,4	1,3	4
1	0	2,1	4	3	0	0,6	2
1	0,2	2,3	7	3	0,2	0,7	2
1	0,4	2,5	8	3	0,4	2	9
2	0	1,6	5	4	0	0,2	1
2	0,2	1,4	4	4	0,2	0,6	4

Видно, что выбранные значения параметров обеспечивают достаточно хорошее согласование с экспериментальными данными. Так, максимальное значение угла β составляет $4,9^\circ$, а максимальное значение Δr – 9%. При этом для 83% экспериментальных положений пальца $\beta < 3^\circ$, для 72% положений $\Delta r < 5\%$.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, использование для описания кинематики пястно-запястного сустава большого пальца руки модифицированной модели, содержащей, помимо вращательных, также и поступательные степени свободы, представляется целесообразным. По-видимому, этот результат коррелирует с данными о наличии «проскальзывания» первой пястной кости относительно кости-трапеции, недавно полученными тайваньской стороной.

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (грант № 10-08-92001) и Тайваньского национального совета по науке.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Cerveri P., De Momi E., Marchente M., Baud-Bovy G., Scifo P., Barros R.M.L., Ferrigno G. Method for the estimation of a double hinge kinematic model for the trapeziometacarpal joint using MR imaging // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2010. – Vol. 13, No. 3. – P. 387–396.
2. Cheze L., Dumas R., Comtet J.J., Rumelhart C., Fayet M. A joint coordinate system proposal for the study of the trapeziometacarpal joint kinematics // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2009. – Vol. 12, No. 3. – P. 277–282.
3. Hollister A., Buford W.L., Myers L.M., Giurintano D.J., Novick A. The axes of rotation of the thumb carpometacarpal joint // *Journal of Orthopaedic Research*. – 1992. – Vol. 10, No. 3. – P. 454–460.
4. Imaeda T., Niebur G., Cooney W.P., Linscheid R.L., An K.N. Kinematics of the normal trapeziometacarpal joint // *Journal of Orthopaedic Research*. – 1994. – Vol. 12, No. 2. – P. 197–204.
5. Kovler M., Lunden K., McKee N., Agur A. The human first carpometacarpal joint: osteoarthritic degeneration and 3-dimensional modeling // *J. Hand Ther.* – 2004. – Vol. 17, No. 4. – P. 393–400.
6. Pearlman J.L., Roach S.S., Valero-Cuevas F.J. The fundamental thumb-tip force vectors produced by the muscles of the thumb // *Journal of Orthopaedic Research*. – 2004. – Vol. 22, No. 2. – P. 306–312.
7. Valero-Cuevas F.J., Johanson M.E., Towles J.D. Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description is more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters // *Journal of Biomechanics*. – 2003. – Vol. 36, No. 7. – P. 1019–1030.

ON MODELLING OF THE THUMB CARPOMETACARPAL JOINT

**Yu.D. Selyutskiy, M.Z. Dosaev (Moscow, Russia),
F.-C. Su, C.-H. Chang (Tainan, Taiwan)**

The actuality of studying thumb joints is determined by the crucial role this finger plays in normal functioning of the whole hand. The Russian-Taiwanese group of scientists investigates the carpometacarpal joint with the purpose of developing an adequate mathematical model of this joint. Such mechanical and mathematical apparatus is required for the future practical application, that is, creating an artificial joint. Specialists of the Biomedical Engineering Department of National Cheng Kung University (Taiwan) performed series of in vitro experiments using computer tomography. During these experiments, relative positions of bones making the joint under consideration (the first metacarpal and the trapezium) were registered. In the same time, in the Institute of Mechanics of Lomonosov Moscow State University, there was developed a kinematical model of this joint containing two hinges with non-intersecting and non-parallel axes. Such approach is considered in contemporary literature as one of the most prospective. Authors proposed a technique and an algorithm for identification of parameters of the model based on experimental data. Numerical calculations show that the proposed technique allows reducing the absolute discrepancy between calculated and experimentally determined characteristics of the joint by several times in comparison with corresponding values given in literature. However, the maximum relative difference between calculated and measured lengths of the vector connecting reference points of the trapezium and the first metacarpal bones reached 55%.

Due to this fact, additional degrees of freedom were added to the model that corresponds to movement of hinge centres along certain straight lines rigidly bound with the joint bones. Thus, the model contains 14 parameters. Their identification allowed decreasing the relative difference between calculated and measured lengths of the above mentioned vector to 9%, and the relative difference between calculated and measured orientation angles to 5%.

Key words: carpometacarpal joint, first metacarpal bone, trapezium, in vitro experiments, kinematic model, parameter identification.

Получено 27 февраля 2013