

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ДВИЖЕНИЙ ПАЛЬЦЕВ ТРАВМИРОВАННОЙ КИСТИ КАК МЕТОД ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ¹

Е.В. Бирюкова, А.А. Фролов, И.В. Гринягин, В.Ф. Коршунов, С.Ю. Романов, И.А. Смирнитская

Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН;
ГОУ ВПО «Российский государственный медицинский университет Росздрава», Москва

Предложен новый метод функциональной диагностики двигательной активности пальцев руки человека, основанный на регистрации движений пальцев и их биомеханическом анализе. Рассчитанные по биомеханической модели кинематические и динамические параметры движения пальцев адекватно отражают характер двигательных нарушений и дают их объективную численную оценку. Метод включает: а) регистрацию движений пальцев здоровой и больной руки с помощью электромагнитной системы типа MiniBirds; б) расчет индивидуальных биомеханических параметров пальцев — длин звеньев, положения и ориентации осей суставов; в) расчет кинематических параметров движений — развертки во времени суставных углов, угловых скоростей и ускорений, объема движений в отдельных суставах, степени координации изменений суставных углов в различных суставах (кинематической синергии); г) оценку динамических параметров движения — развертки во времени суммарных моментов мышечных сил в суставах (динамической синергии); д) оценку функционального состояния пальцев на основе анализа кинематических и динамических параметров движения до лечения, в процессе и по окончании лечения.

Ключевые слова: регистрация движений пальцев, кинематические и динамические параметры движений, индивидуальная двигательная норма.

Biomechanical Analysis of Digital Movement in Injured Hand as Method for Functional Diagnosis

*E.V. Biryukova, A.A. Frolov, I.V. Grinyagin, V.F. Korshunov,
S.Yu. Romanov, I.A. Smirnitckaya*

New method for functional diagnostics of motion activity of fingers based on registration of digital movements and their biomechanical analysis is suggested. Kinematical and dynamical parameters of digital movement accounted by biomechanical model adequately reflect the patterns of motion disorders and give the objective numerical evaluation. The method includes: a) registration of digital movement in both intact and injured hands using electromagnetic system of MiniBirds type; b) calculation of individual biomechanical parameters of fingers — length of phalanges, position and alignment; c) calculation of kinematic parameters of movement — time-base of joint angles, angular velocities and accelerations, range of motion of separate joints, degree of coordination of changes in various joints angles (kinematic synergy); d) evaluation of dynamic parameters of motion — time-base of total muscular forces moment in joints (dynamic synergy); e) evaluation of functional state based on analysis of kinematic and dynamic parameters of motion before, during and after treatment.

Key words: registration of digital motions, kinematic and dynamic parameters of motions, individual motion norm.

В общей патологии кисти травмы составляют 30–57% [1–3, 7]. Частота диагностических, технических и тактических ошибок в лечении больных с повреждениями кисти и их последствиями достигает 50–75% [2]. Например, по данным Д.А. Магдиева и соавт. [6], причиной нарушения функции кисти у больных с повреждениями сухожильно-апоневротического растяжения в 36% случаев были ошибки лечения, а в 28% — ошибки диагностики. Достоверность клинических симптомов при диагностике повреждений сгибателей пальцев не превышает 50% [5].

Таким образом, несмотря на значительный прогресс в хирургии кисти, многие вопросы диагностики и восстановительного лечения ее повреждений полностью не решены. Недостаточно разработаны показания к выбору методов восстановления функции кисти в зависимости от характера и локализации повреждения. Многие виды повреждений, например множественные повреждения сухожилий на разных уровнях, трудно или невозможно установить имеющимися клиническими методами [5]. Очевиден также недостаток в объективных оценках динамики восстановительного пе-

¹Работа поддержана грантами РФФИ 07-04-01641а и грантом РГНФ 09-06-95322а/фр.

риода, которые могли бы снизить количество осложнений и улучшить результаты лечения.

Важность разработки объективных методов оценки качества проведенной операции и эффективности послеоперационного лечения не вызывает сомнений. Одним из таких объективных методов является регистрация движений пальцев с последующим биомеханическим анализом этих движений.

Регистрация движений в отдельных суставах пальцев применяется для численной оценки различных видов патологии кисти [9, 10, 22, 31, 35]. Для оценки функционального состояния кисти в целом, как правило, используются некоторые результирующие показатели движения: расстояние между кончиками пальцев и ладонью при максимально возможном сгибании пальцев, расстояние между кончиками большого и указательного пальцев при их смыкании, результирующая сила схвата. Однако расстояние от кончиков пальцев до ладони является результатом сгибания пальцев в отдельных суставах, а сила схвата — результатом развития в этих суставах силовых моментов. Регистрация и биомеханический анализ движений в отдельных суставах дает «расшифровку» этих общепринятых клинических показателей с точки зрения состава движения. В качестве немногочисленных примеров такой «расшифровки» можно привести работы Gehrmann и соавт. [24, 25], Goodson и соавт. [26], в которых регистрировались движения пальцев и кисти в лучезапястном, пястно-фаланговых и межфаланговых суставах. Распределение общей силы схвата по отдельным пальцам и их фалангам исследовали Dumont и соавт. [18], Kamper и соавт. [29], Lee и соавт. [32].

Объем движения в суставе является в перечисленных выше работах основным показателем двигательной функции. Этот показатель, так же как и результирующие моменты сил пальцев, измеряется в статических положениях [19, 29]. Более важным показателем качества движения является развертка во времени суставных углов, угловых скоростей и ускорений, а также суммарных моментов мышечных сил в суставах. Именно эти параметры характеризуют плавность движения и координацию между отдельными суставами и группами мышц.

Суставные углы могут быть зарегистрированы с помощью гониометров, оптических или электромагнитных систем. Непосредственное измерение моментов мышечных сил — технически сложная инвазивная процедура [14–16]. Эффективным неинвазивным методом их определения является расчет с помощью биомеханической модели на основе зарегистрированных суставных углов [23, 27]. Этот метод считается адекватным и надежным для применения в клинической практике [20].

Изменения во времени суставных углов и моментов сил в суставах позволяют описать любое

движение и, следовательно, могут быть использованы для оценки любого вида патологии. Однако клинические протоколы биомеханического анализа двигательной функции кисти в настоящее время в литературе не представлены. Разработка такого протокола и методов клинической интерпретации результатов биомеханического анализа является актуальной задачей. В настоящей статье предлагается возможный подход к решению этой задачи, основанный на методе регистрации и биомеханического анализа движений человека в норме и при различных видах двигательной патологии (заявка на патент № 2009112684 от 6.04.09).

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Регистрация движений

При проведении исследования использовалась электромагнитная система регистрации движения MiniBirds™ («Ascension technology corporation»). Система позволяет регистрировать положение и ориентацию датчиков, установленных на звеньях кисти, относительно неподвижной базы. Использовались четыре датчика размером 5х5х10 мм. Частота опроса датчиков равнялась 100 Гц. При проведении исследования рука пациента располагалась на поверхности стола в удобном положении. Датчики прикреплялись на фаланги пальцев и на тыльную сторону запястья. В качестве примера на рис. 1 (а) показано положение датчиков на дистальной фаланге (1), проксимальной фаланге (2) большого пальца, в проекции I пястной кости (3) и на тыльной стороне запястья (4). Датчики и провода, соединяющие их с регистрирующим устройством, не мешали, по свидетельству больных, выполнять движения. Как правило, повязки и шины не препятствовали установлению датчиков (рис. 1, б, в).

Запись движений проводилась у больных, поступивших для выполнения плановых операций в травматологическое отделение ГКБ № 4 г. Москвы. Движения регистрировались только при отсутствии противопоказаний с точки зрения лечащего врача. Все пациенты давали письменное информированное согласие на проведение исследования. Движения записывались один раз до операции и несколько раз после операции.

Сначала для определения индивидуальных механических характеристик суставов регистрировали пассивные движения. Пациента просили расслабить пальцы, и врач, проводящий исследование, последовательно сгибал—разгибал и приводил—отводил больной палец в каждом отдельном суставе с максимальной амплитудой. Затем пациент самостоятельно выполнял те же движения: а) с удобной и б) с максимально возможной скоростью. В той же последовательности записывали движения аналогичного пальца здоровой руки пациента для определения индивидуальной нормы.

Для получения индивидуальных инерционных характеристик звеньев кисти в протокол заносили



Рис. 1. Расположение датчиков во время регистрации движений: а — большого пальца пациентки В.В.И. до операции по поводу стеноза канала разгибателя большого пальца; б — III пальца пациента К.А.И. на 7-й день после операции по поводу застарелого повреждения разгибателя пальцев; в — большого пальца пациента К.Е.В. на 14-й день после операции по поводу застарелого повреждения сухожилия длинного разгибателя большого пальца.

1–4 — места расположения датчиков (пояснения в тексте).

рост и массу тела пациента, а также измеренную длину фаланг пальцев кисти. Массу и моменты инерции фаланг пальцев вычисляли на основе этих данных по антропометрическим таблицам [17, 39].

Биомеханическая модель пальцев

Биомеханическая модель пальца (рис. 2) представляет собой систему трех твердых тел (фаланг), соединенных идеальными шарнирами (суставами). Полагают, что дистальные (distal interphalangeal — DIP) и проксимальные (proximal interphalangeal — PIP) межфаланговые суставы пальцев со II по V имеют одну ось вращения, соответствующую движениям сгибания—разгибания. Пястно-фаланговые суставы (metacarpophalangeal — MCP) пальцев со II по V и запястно-пястный сустав (trapeziometacarpal — TMC) большого пальца имеют две независимые оси вращения, соответствующие движениям сгибания—разгибания и отведения—приведения (см. рис. 2). Согласно этому модель каждого пальца имеет 4 степени свободы. Представление произвольного движения в суставе в виде вращения относительно одной или двух фиксированных осей является приближенным [21, 38]. Метод

оценки точности этого приближения описан в ряде работ [8, 33]. Для всех обследованных пациентов ошибка модели не превышала 0,5 см по координате и 3° по ориентации.

С помощью разработанных ранее методов биомеханического моделирования [4, 8, 23, 27, 33] вычислялись положение осей вращения в суставах, суставные углы, угловые скорости и ускорения, а также суммарные моменты мышечных сил в суставах.

Некоторые характеристики движения в норме

Существуют некоторые общие характеристики движения в норме, которые полезно иметь в виду при анализе патологических движений. Так, в анатомическом атласе Karandji [30] приводятся максимально возможные амплитуды движений в суставах кисти (см. табл. 1).

При нормальном движении сгибания—разгибания или отведения—приведения развертка во времени суставного угла имеет колоколообразный вид (рис. 3, а). При этом угловая скорость состоит из двух участков — положительного, соответствующего сгибанию (отведению), и отрицательного, соответствующего разгибанию (приведению) (рис. 3, б). Угловое ускорение имеет четыре фазы: первые две соответствуют разгону и торможению сгибания (отведения), а две последующие — разгону и торможению разгибания (приведения) (рис. 3, в).

Временной ход суммарного момента мышечных сил в суставе качественно совпадает с временным ходом углового ускорения. Однако биомеханический смысл его более глубокий, так как он характеризует не отдельный сустав, а движение пальца в целом. При движении в одном из суставов во всех других возникают силы реакции. Суммарный момент мышечных сил в суставе обеспечивает, кроме самого суставного движения, компенсацию сил реакций, возникающих из-за движений в других суставах. Например, при сгибании выпрямлен-

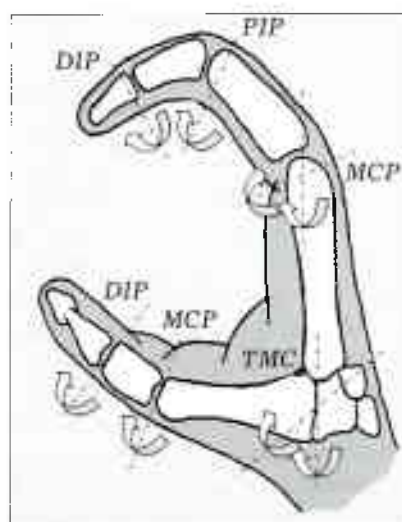


Рис. 2. Модель пальцев руки человека, состоящая из твердых тел, соединенных идеальными шарнирами.

TMC — запястно-пястный сустав большого пальца; MCP — пястно-фаланговые суставы; PIP — проксимальный, DIP — дистальный межфаланговые суставы. Стрелками показаны вращения, соответствующие степеням свободы пальцев.

Табл. 1. Амплитуды движений (в градусах) в суставах кисти в норме (по данным Karandji [30])

Движение	Лучеза- пястный сустав	I запястно- пястный сустав	Пястно-фаланговые суставы				Межафаланговые суставы		
			II	III	IV	V	проксим- альные	дис- тальные	
Сгибание	85	50–70	30	90				90	
Разгибание	85			30–40				0	0–5
Лучевое отведение	15	40–60		<30			0		
Приведение	55								

ного пальца в MCP суставе в PIP и DIP суставах возникнут моменты мышечных сил, компенсирующие моменты сил реакций и предотвращающие движения в этих суставах.

Суммарный момент сил в суставе характеризует работу мышц-антагонистов. Например, если речь идет о сгибании—разгибании, то разгон сгибания осуществляется мышцами-сгибателями, торможение сгибания и разгон разгибания — мышцами-разгибателями, и, наконец, мышцы-сгибатели тормозят разгибание (рис. 3, в). Как правило, при движении пальцев наблюдается одновременная активность мышц-антагонистов [34]. Поэтому в приведенной выше интерпретации речь идет не об абсолютных суммарных усилиях агонистов и антагонистов, а о превышении усилий одних над другими.

В норме движения в отдельных суставах пальцев координированы между собой [11–13, 27]. Это выражается в синхронном изменении суставных углов, угловых скоростей, угловых ускорений и моментов мышечных сил. Имеют место так называемые кинематические синергии (координированные изменения суставных углов) и динамические синергии (координированные изменения моментов мышечных сил). При различных видах патологии эти координации нарушаются, что может свидетельствовать как о повреждении суставов и мышц, так и о несовершенстве нервного управления.

Для адекватного сравнения патологических движений с движениями в норме необходимо иметь в виду, что кинематический паттерн, как и анатомические характеристики пальцев (положение осей вращения в суставах, инерционные характеристики звеньев) носят ярко выраженный индивидуальный характер [27, 36]. Поэтому в настоящей работе изменения во времени суставных углов «патологической» кисти сравниваются с изменениями суставных углов здоровой кисти того же пациента. Такой подход, хотя и используется в клинической практике [28], не является общепринятым: в некоторых работах кривые, описывающие патологическое движение, сравниваются с усредненными и нормализованными кривыми нескольких здоровых испытуемых [37]. По нашим данным, различия между параметрами суставов и движениями правой и левой кисти существенно меньше различий этих показателей у разных испытуемых.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В этом разделе мы приводим примеры интерпретации рассчитанных по модели кинематических (суставные углы, угловые скорости и угловые ускорения) и динамических (суставные моменты) параметров движений пациентов с нарушениями функций пальцев.

Суставные углы

Изменение объема движения является важным клиническим признаком нарушения работы сустава. В клинической практике нарушенная функция сгибания пальцев считается восстановленной, если при сжатии руки в кулак расстояние от кончиков пальцев до ладони равняется примерно

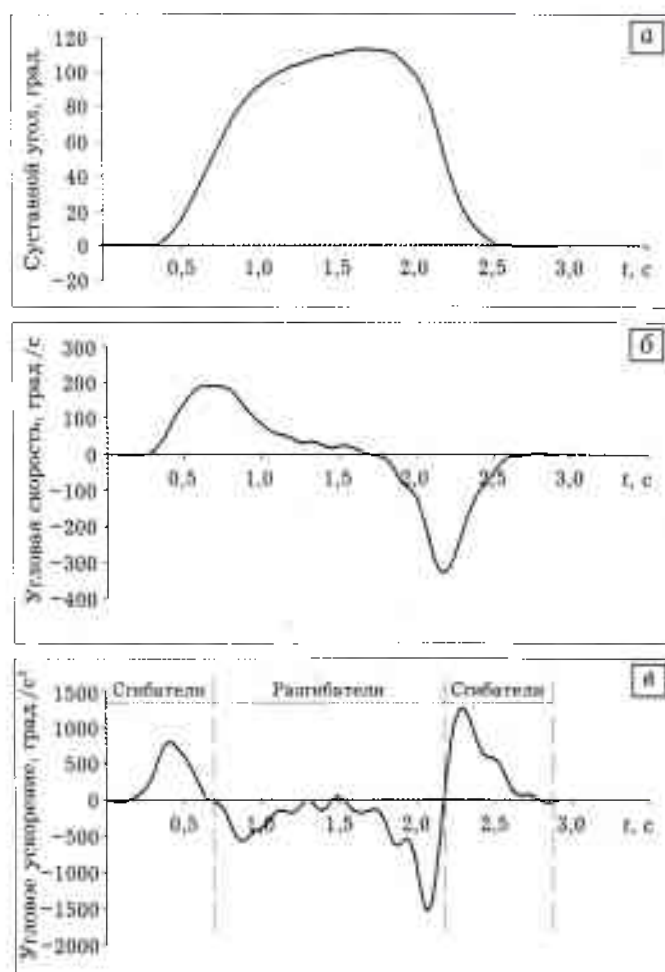


Рис. 3. Типичные для нормы временные развертки: а — суставного угла, б — угловой скорости, в — углового ускорения и суммарного момента сил в суставе.

1 см. Однако общий объем движения складывается из движений в отдельных суставах, и потому его точнее характеризовать не одним параметром, а тремя — амплитудами движений в MCP, PIP и DIP суставах. Это позволяет понять, за счет каких именно суставов снижен объем движения и как прогрессируют вклады отдельных суставов в процессе восстановления двигательной функции.

В табл. 2 представлен объем движений в отдельных суставах III пальца кисти у пациентки Б.Н.Я., страдающей стенозирующим лигаментитом левой кисти, и у пациента М.А.В. с застарелым повреждением сухожилий обоих сгибателей III пальца. При поступлении в больницу объем движений в суставах III пальца у пациентки Б.Н.Я. составлял 74% (DIP), 40% (PIP) и 48% (MCP) от индивидуальной нормы, у пациента М.А.В. — 7% (DIP), 17% (PIP) и 74% (MCP) от индивидуальной нормы. Амплитуда движений в отдельных суставах существенно различается не только при разных видах патологии, но и в норме: у больного М.А.В. амплитуда движений во всех суставах пальца на здоровой кисти равнялась примерно 90°, а у больной Б.Н.Я. была различной в разных суставах, варьируя от 87 до 114° (см. табл. 2).

Объем активных движений характеризует одновременно механические возможности сустава и состояние мышц. В клинической практике часто оказывается полезным разделить эти оценки. Для оценки механических возможностей сустава можно использовать объем пассивных движений, т.е. максимальную амплитуду суставных углов в ситуации, когда палец больного расслаблен, а сгибание в отдельных суставах производит врач.

В табл. 3 представлены амплитуды активных и пассивных движений у пациента А.С.С. с повреждением глубокого сгибателя указательного пальца. Травма сгибателя сопровождалась нарушением механических функций межфаланговых суставов (DIP и PIP): объем пассивных движений в этих суставах снижен примерно в два раза по сравнению с нормой. Механические функции пястно-фалангового сустава (MCP) не нарушены: объем пассивных движений в нем равен объему движений в

норме. Однако объем активных движений в этом суставе уменьшен на 43% по сравнению с объемом пассивных движений. Амплитуда активных движений в межфаланговых суставах составляет всего 11 и 8°. Это — характеристика снижения чисто мышечной функции, причем не только глубокого сгибателя, прикрепляющегося к дистальной фаланге, но и поверхностного сгибателя, прикрепляющегося к средней фаланге.

Изменение объема движений в отдельных суставах пальца в процессе восстановления их двигательной функции представлено на рис. 4. На рис. 4а приведены амплитуды суставных углов у пациента В.Н.Г., страдающего контрактурой Дюпюитрена IV и V пальцев правой кисти. Для каждого сустава IV пальца показана амплитуда сгибания до операции и через 9 дней после операции. На 9-й день после операции объем движений увеличился, причем в основном за счет сгибания в PIP суставе, амплитуда движений в котором возросла на 18°, и в меньшей степени — за счет сгибания в MCP суставе, амплитуда движений в котором увеличилась всего на 6°. Амплитуда сгибания в DIP суставе осталась прежней. Значительное увеличение объема движений в PIP суставе по сравнению с DIP суставом можно интерпретировать как более быстрое восстановление функции поверхностного сгибателя пальцев (flexor digitorum superficialis — FDS), прикрепляющегося к средней фаланге, по сравнению с восстановлением функции глубокого сгибателя (flexor digitorum profundus — FDP), прикрепляющегося к дистальной фаланге.

Другой пример динамики объема движений в суставах у пациента Т.Б.А. с аналогичным диагнозом — контрактура Дюпюитрена IV и V пальцев правой кисти — приведен на рис. 4б. Восстановление двигательной функции у этого пациента шло медленнее, чем у больного В.Н.Г.: к 9-му дню после операции объем движений в DIP и PIP суставах не достиг даже дооперационного уровня (в DIP суставе наметилась, однако, положительная динамика), а в MCP суставе остался на уровне дооперационного. Часто объем движений в суставах после операции снижается не вследствие ее неэффектив-

Табл. 2. Амплитуда движений в суставах III пальца кисти в норме и при патологии

Пациент	Индивидуальная норма (угол в градусах)			Патология (угол в градусах и в процентах от индивидуальной нормы)		
	DIP	PIP	MCP	DIP	PIP	MCP
Б.Н.Я.	106	114	87	78 (74%)	46 (40%)	42 (48%)
М.А.В.	88	93	89	6 (7%)	16 (17%)	66 (74%)

Табл. 3. Амплитуда активных и пассивных движений (в градусах) в суставах указательного пальца у больного А.С.С.

Движения	Индивидуальная норма			Патология		
	DIP	PIP	MCP	DIP	PIP	MCP
Активные				11	8	47
Пассивные	102	95	85	47	46	83

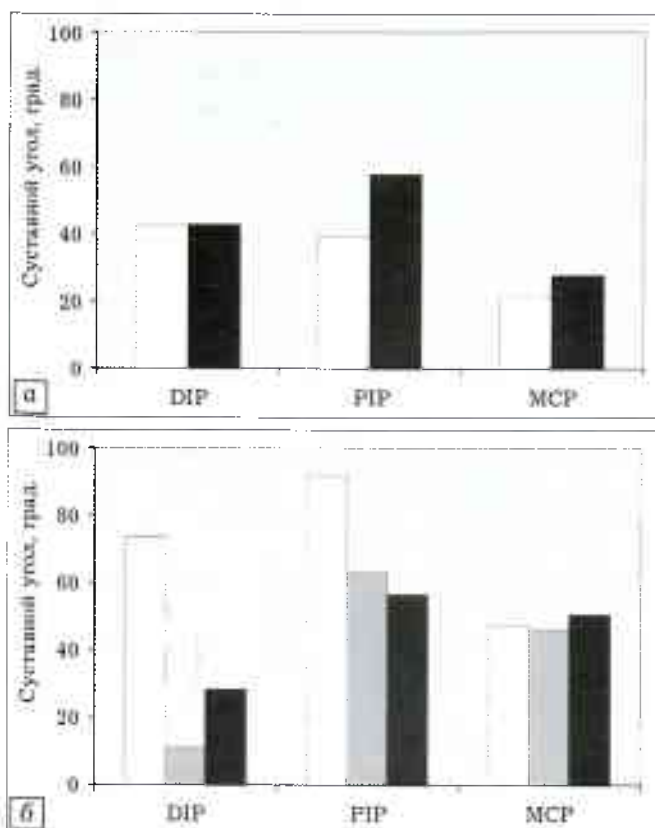


Рис. 4. Объем движений в суставах IV пальца до операции и после операции по поводу контрактуры Дюпюитрена у пациента В.Н.Г. (а) и у пациента Т.Б.А. (б).

— до операции, — через 7 дней после операции, — через 9 дней после операции.

ности, а из-за болевых ощущений в области операционного шва. У рассматриваемого больного амплитуда движений в DIP и PIP суставах до операции была близка к норме (75° и 90°), а контрактура снижала только объем движений в MCP суставе. Вероятно, уменьшение объема движений в DIP и PIP суставах было связано именно с послеоперационными болями.

Угловые скорости и угловые ускорения

Скорость и ускорение движений в суставе характеризуют силу мышц, приводящих сустав в движение. Для вычисления этих параметров используются записи движений, выполняемых пациентом с максимально возможной скоростью. Эти параметры дают важную дополнительную информацию о динамике восстановления мышечной функции. Например, в течение первых 9 дней после операции у пациента Т.Б.А. не наблюдалось увеличения объема движений в MCP суставе (см. рис. 4, б). Однако больной интенсивно тренировал пальцы, что привело к возрастанию угловых скоростей в MCP суставе (рис. 5, а) и ускорений в PIP и MCP суставах (рис. 5, б). Болевые ощущения не позволяли пациенту согнуть палец на значительный угол, но не нарушили положительную динамику скорости сокращения мышц. Произошло также перераспределение скоростей

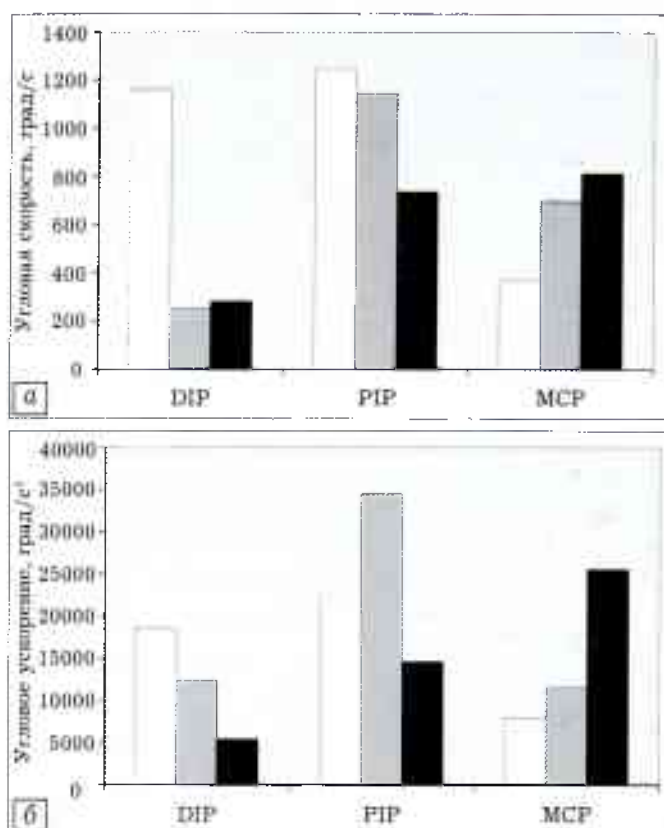


Рис. 5. Максимальные скорость (а) и ускорение (б) в суставах IV пальца до операции и после операции по поводу контрактуры Дюпюитрена у пациента Т.Б.А.

— до операции, — через 7 дней после операции, — через 9 дней после операции.

между суставами: если до операции скорости и ускорения в DIP и PIP суставах были выше, чем в MCP суставе, то на 9-й день после операции картина стала обратной. Иссечение тяжёлой ладонной апоневрозы освободило сухожилия сгибателей, что привело к возрастанию их вклада в сгибание пястно-фалангового сустава.

Угловые скорости наглядно характеризуют состояние мышц. На рис. 6 показаны угловые скорости здорового пальца (а) и пальца с повреждением глубокого сгибателя (б) у пациента М.М.А. Скорости в межфаланговых суставах больного пальца заметно снижены по сравнению с нормой: для сгибания они составляют 10% (DIP) и 22% (PIP) от нормы (рис. 6, а). Эти показатели дают численную оценку нарушения функции FDP. Хотя эта мышца является сгибателем, нарушение ее функции влияет и на скорости разгибания. Они также снижены, хотя и в меньшей степени: скорости разгибания в DIP составляют 14%, в PIP — 55% от нормы. Амплитуды скоростей в MCP суставе соответствуют норме.

Развертки во времени угловых скоростей характеризуют координацию движений в отдельных суставах. В норме движения в суставах синхронны (см. рис. 6, а), что отражает наличие кинематической синергии. При патологии координация суставных движений нарушается (см. рис. 6, б).

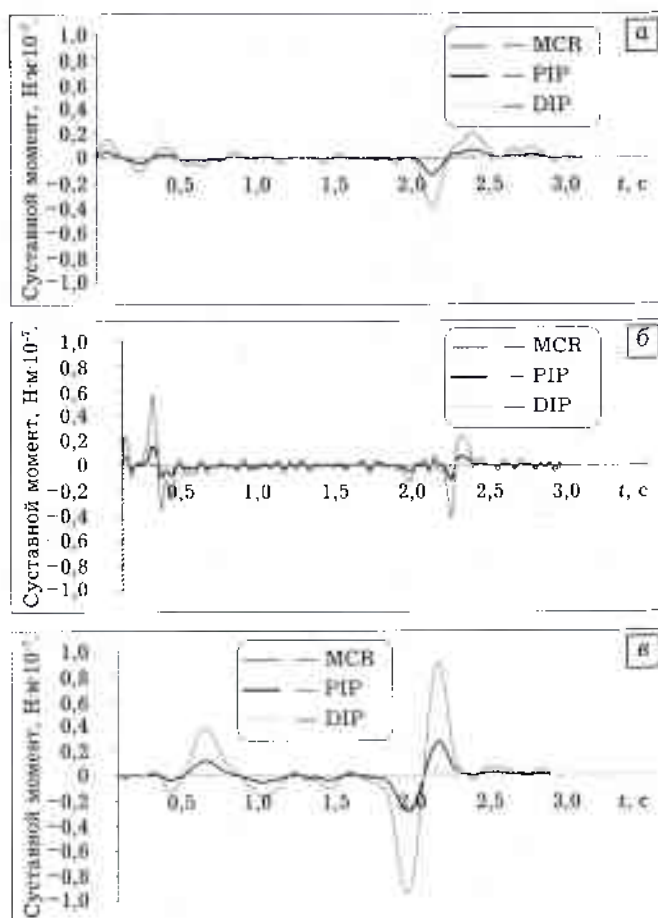
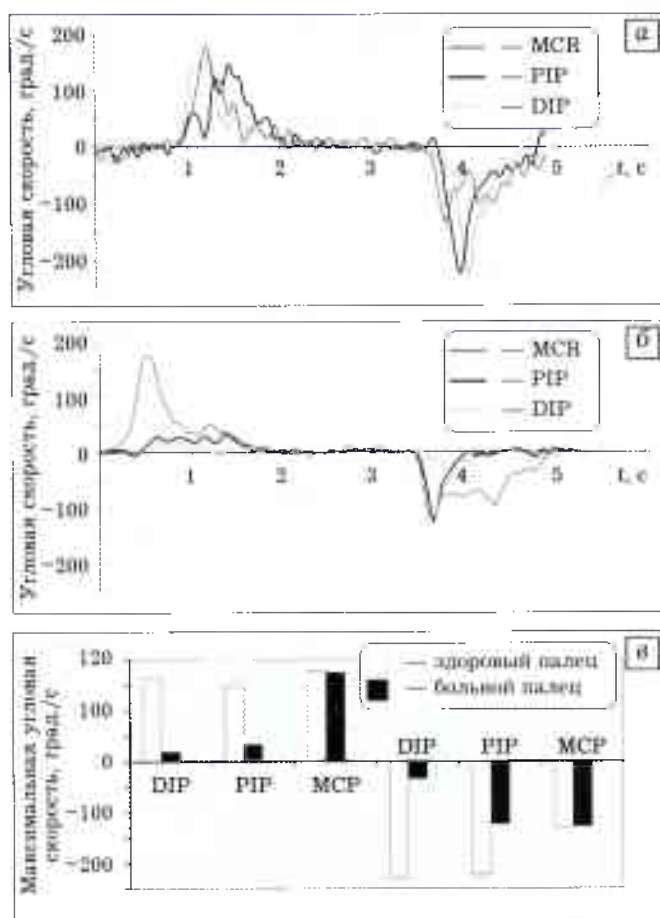


Рис. 6. Пациент М.М.А. Повреждение глубокого сгибателя указательного пальца правой кисти.

а, б — развертки во времени угловых скоростей здорового указательного пальца левой кисти (а) и больного указательного пальца правой кисти (б); в — амплитуды угловых скоростей при сгибании (положительные величины) и разгибании (отрицательные величины).

Суммарные моменты мышечных сил в суставах

При наличии патологии развертка суставных моментов во времени существенно изменяется по сравнению с нормой. На рис. 7 представлены моменты сил в суставах указательного пальца при его сгибании—разгибании у пациента К.А.И. с застарелым повреждением общего разгибателя пальцев (extensor digitorum communis — EDC). Несмотря на сохранность сгибателей (FDS и FDP), до операции сгибание было затруднено из-за постоянного натяжения сухожилий разгибателя. Это проявлялось в том, что сгибательные моменты сил практически отсутствовали (рис. 7, а). На 2-й день после операции по восстановлению сухожилий EDC появились сгибательные моменты (рис. 7, б), что свидетельствовало об успешном проведении операции. Суставные моменты имели вид резких пиков, а их развертка во времени была сильно зашумлена, что, по-видимому, было связано с послеоперационными болями. На 7-й день после операции кривые суставных моментов приобрели плавный вид, близкий к норме (рис. 7, в). Таким образом, на 7-й день после операции у EDC оставалась нарушенной способ-

Рис. 7. Развертки во времени суммарных суставных моментов сил при сгибании—разгибании указательного пальца пациента К.А.И. с застарелым повреждением общего разгибателя пальцев до операции (а), на 2-й (б) и на 7-й (в) день после операции.

ность тормозить сгибание пальца, способность же к разгибанию (с позиции временной развертки суставного момента) была практически восстановлена.

О восстановлении движения можно судить не только по величине и плавности силовых моментов в отдельных суставах, но и по их синхронности, характеризующей динамическую синергию (рис. 7, в).

Таким образом, проведенное исследование показало, что рассчитанные по биомеханической модели кинематические и динамические параметры движений пальцев адекватно отражают характер двигательных нарушений и дают их объективную численную оценку. Предлагаемый метод, включающий в себя регистрацию движений пальцев здоровой и больной руки с помощью электромагнитной системы типа MiniBirds; расчет индивидуальных биомеханических параметров пальцев — длин звеньев, положения и ориентации осей суставов; расчет суставных углов, угловых скоростей, угловых ускорений и кинематических синергий; расчет суммарных моментов мышечных сил в суставах и динамических синергий, может быть использован для функциональной диагностики двигательных нарушений кисти.

ЛИТЕРАТУРА

1. Блохин А.Б., Фидеев М.Г., Обухов И.А. Организация экстренной и плановой специализированной помощи больным с патологией кисти // Главврач. — 2005. — N 11. — С. 60–64.
2. Волкова А.М. Хирургия кисти. — Т. 3. — Екатеринбург, 1996.
3. Кисель Д.А., Голубев И.О. Хирургия кисти: повреждения сгибательного аппарата // Избранные вопросы пластической хирургии. — 2004. — Т. 1, N 11. — С. 1–36.
4. Корнеев Г.В. Целенаправленная механика управляемых манипуляторов. — М., 1979.
5. Коршунов В.Ф., Чуловская И.Г. Клиническая диагностика повреждений сухожилий сгибателей пальцев кисти // Вестн. РГМУ. — 2005. — N 7 (46). — С. 5–7.
6. Магдиев Д.А., Чуловская И.Г., Коршунов В.Ф., Еськин Н.А. Лечение подкожных разрывов сухожилий сгибателей на уровне дистального межфалангового сустава // Вестн. РГМУ. — 2005. — N 7 (46). — С. 25–28.
7. Нельзика З.Ф., Чудакова Т.Н. Неотложная хирургия открытых повреждений кисти. — Минск, 1994.
8. Biryukova E.V., Roby-Brami A., Frolov A.A., Mokhtari M. Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system recordings // J. Biomech. — 2000. — Vol. 33, N 8. — P. 985–995.
9. Burr N., Pratt A.L., Smith P.J. An alternative splinting and rehabilitation protocol for metacarpophalangeal joint arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis // J. Hand Ther. — 2002. — Vol. 15, N 1. — P. 41–47.
10. Coert J.H., Hoek van Dijke G.A., Hovius S.E.R. et al. Quantifying thumb rotation during circumduction utilizing a video technique // J. Orthop. Res. — 2003. — Vol. 21, N 6. — P. 1151–1155.
11. Cole K.J., Abbs J.H. Coordination of three-joint digit movements for rapid fingerthumb grasp // J. Neurophysiol. — 1986. — Vol. 55. — P. 1407–1423.
12. Darling W.G., Cole K.J., Abbs J.H. Kinematic variability of grasp movements as a function of practice and movement speed // Exper. Brain Res. — 1988. — N 72. — P. 225–235.
13. Dounskaia N., Van Gemmert A.W., Stelmach G.E. Interjoint coordination during handwriting-like movements // Exper. Brain Res. — 2000. — N 135. — P. 127–140.
14. Dennerlein J.T., Miller J.M., Mote Jr.C.D., Rempel D.M. A low profile human tendon force transducer: The influence of tendon thickness on calibration // J. Biomech. — 1997. — Vol. 30, N 4. — P. 395–397.
15. Dennerlein J.T., Diao E., Mote Jr.C.D., Rempel D.M. Tensions in the flexor digitorum superficialis are higher than a current model predicts // J. Biomech. — 1998. — Vol. 31. — P. 295–301.
16. Dennerlein J.T. Finger flexion tendon forces are a complex function of finger joint motions and fingertip forces // J. Hand Ther. — 2005. — Vol. 18. — P. 120–127.
17. Drillis R., Contini R., Bluestein M. Body segment parameters // Artificial Limbs. — 1964. — Vol. 8, N 1. — P. 44–66.
18. Dumont C.E., Popovic M.R., Keller T., Sheikh R. Dynamic force-sharing in multi-digit task // Clin. Biomech. — 2006. — Vol. 21, N 2. — P. 138–146.
19. Dvir Z. The measurement of isokinetic fingers flexion strength // Clin. Biomech. — 1997. — Vol. 12, N 7–8. — P. 473–481.
20. Erdemir A., McLean S., Herzog W., Bogert A.J. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements // Clin. Biomech. — 2007. — Vol. 22. — P. 131–154.
21. Fioretti S. Three-dimensional in-vivo kinematic analysis of finger movement // Advances in the biomechanics of the hand and wrist / Eds. F. Schuind, K.N. An, W.P. Cooney III, M. Garcia-Elias. — New York, 1994. — P. 363–375.
22. Forget N., Piotte F., Arsenault J. et al. Bilateral thumb's active range of motion and strength in de Quervain's disease: comparison with a normal sample // J. Hand Ther. — 2008. — Vol. 21, N 3. — P. 276–285.
23. Frolov A.A., Prokopenko R.A., Dufosse M., Ouezdou F.B. Adjustment of human arm viscoelastic properties to the direction of reaching // Biol. Cybernetics. — 2007. — Vol. 94, N 2. — P. 97–109.
24. Gehrman S., Tang J., Kaufmann R.A. et al. Variability of precision pinch movements caused by carpal tunnel syndrome // J. Hand Surg. — 2008. — Vol. 33A, N 7. — P. 1069–1075.
25. Gehrman S.V., Kaufmann R.A., Li Z.-M. Wrist circumduction reduced by finger constraints // J. Hand Surg. — 2008. — Vol. 33B, N 8. — P. 1287–1292.
26. Goodson A., McGregor A.H., Douglas J., Taylor P. Direct, quantitative clinical assessment of hand function: usefulness and reproducibility // Manual Ther. — 2007. — Vol. 12, N 2. — P. 144–152.
27. Grinyagin I.V., Biryukova E.V., Maier M.A. Kinematic and dynamic synergies of human precision grip movement // J. Neurophysiol. — 2005. — Vol. 94. — P. 2284–2294.
28. Hingten B., McGuire J.R., Wang M., Harris G.F. An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke // J. Biomech. — 2006. — Vol. 39, N 4. — P. 681–688.
29. Kamper D.G., Fischer H.C., Cruz E.G. Impact of finger posture on mapping from muscle activation to joint torque // Clin. Biomech. — 2006. — Vol. 21, N 4. — P. 361–369.
30. Kapandji I.A. Physiologie articulaire. I. Membre superieur. — 5 ed. — Paris, 2002.
31. Kuo L.-C., Cooney III W.P., Kaufman K.R. et al. A quantitative method to measure maximal workspace of the trapeziometacarpal joint — normal model development // J. Orthop. Res. — 2004. — Vol. 22, N 3. — P. 600–606.
32. Lee S.W., Chen H., Towles J.D., Kamper D.G. Estimation of the effective static moment arms of the tendons in the index finger extensor mechanism // J. Biomech. — 2008. — Vol. 41, N 7. — P. 1567–1573.
33. Prokopenko R.A., Frolov A.A., Biryukova E.V., Roby-Brami A. Assessment of the accuracy of a human arm model with seven degrees of freedom // J. Biomech. — 2001. — Vol. 34. — P. 177–185.
34. Rozendal R.H. Human poly-articular muscles: an anatomical comment // Human Movement Sci. — 1994. — Vol. 13, N 5. — P. 557–568.
35. Sakai N., Liu M.C., Su F.-C. et al. Hand span and digital motion on the keyboard: concerns of overuse syndrome in musicians // J. Hand Surg. — 2006. — Vol. 31, N 5. — P. 830–835.
36. Santello M., Soechting J.F. Gradual molding of the hand to object contours // J. Neurophysiol. — 1998. — Vol. 79. — P. 1307–1320.
37. Williams S., Schmidt R., Disselhorst-Klug C., Rau G. An upper body model for the kinematical analysis of the joint chain of the human arm // J. Biomech. — 2006. — Vol. 39, N 13. — P. 2419–2429.
38. Zancolli E.A. The trapeziometacarpal joint. The anatomy of the accessory tendons in early osteoarthritis // J. Hand Clin. — 2001. — Vol. 17, N 1. — P. 13–42.
39. Zatsiorsky V.M., Selujanov V.N. The mass and inertia characteristics of main segments of human body / Eds. H. Matsui, K. Kobayashi. — Illinois, 1983. — P. 1152–1159.

Сведения об авторах: Бирюкова Е.В. — канд. физ.-мат. наук, старший науч. сотр. лаборатории математической нейрофизиологии обучения ИВНД и НФ РАН; Фролов А.А. — доктор биол. наук, зав. той же лабораторией; Гринягин И.В. — младший науч. сотр. ИВНД и НФ РАН; Коршунов В.Ф. — профессор, доктор мед. наук, руководитель клиники хирургии кисти, кафедры травматологии, ортопедии и ВПХ РГМУ; Романов С.Ю. — зав. отделением хирургии кисти 4-й Градской больницы Москвы; Смирнитская И.А. — канд. физ.-мат. наук, младший науч. сотр. лаборатории математической нейрофизиологии обучения ИВНД и НФ РАН.

Для контактов: Бирюкова Елена Владимировна. 117485, Москва, ул. Бутлерова, дом 5а, ИВНД и НФ РАН. Тел.: (495) 789-38-52, доб. 20-36. E-mail: ebiryukova@mail.ru