



УДК 531/534: [57+61]

ВЫДВИЖЕНИЕ ВПЕРЕД НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ И ОБЩАЯ ОСАНКА. СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКОЕ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

С. Базер^{1,2}, М. Меснар¹, Ж. Морлье^{1,3}, Ю.И. Няшин⁴, М.Ж. Буало²

¹ Institut de Mécanique et d'Ingénierie, Université de Bordeaux, CNRS UMR 5295, 351 cours de la Libération, Bt. A4, 33405 Talence cedex, France, e-mail: michel.mesnard@u-bordeaux1.fr

Институт механики и инженерии, Университет Бордо, Франция

² Orthopédie Dento-Faciale, Université de Bordeaux, 16–20 cours de la Marne, 33082 Bordeaux cedex, France

Отделение зубочелюстной ортопедии, Университет Бордо, Франция

³ Institut de Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine, Université de Bordeaux, CNRS UMR 5287, 146 rue Léo Saignat, Bât. 2A, 33076 Bordeaux cedex, France

Институт нервной деятельности и координации Аквитании, Университет Бордо, Франция

⁴ Кафедра теоретической механики Пермского национального исследовательского политехнического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: nyashin@inbox.ru

Аннотация. Целью данного исследования является оценка влияния величины выдвигания вперед нижней челюсти, генерируемого различными одонтологическими приспособлениями (ортозами), на общую осанку с использованием при этом стабилметрического анализа перемещений центра давления стоп. В данном исследовании участвовали 23 добровольца; у первых не было ортоза, другие имели одну из трех форм ортозов: первая форма состояла в отсутствии протрузии и изменяла лишь окклюзию, вторая – в протрузии нижней челюсти на 45% от максимальной протрузии и третья – в протрузии на 90% от максимальной протрузии. Каждый ортоз действовал в течение 40 мин. Последовательные позиции центра давления стоп регистрировались на стабилметрической платформе. Величина площади, в которой движется центр давления, увеличивается после 10 мин ношения ортоза независимо от его вида ($p < 0,02$). Это увеличение остается после 40 мин для ортоза с 45 и 90% от максимальной протрузии ($p < 0,05$). Амплитуда передне-заднего колебания увеличивается при ношении ортоза ($p < 0,01$). Тест, соответствующий 90% от максимальной протрузии, показал увеличение поперечных осцилляций ($p < 0,01$); одновременно с этим центр давления внутри опорного многоугольника смещался назад. Протрузия нижней челюсти влияет на ортостатическое равновесие исследуемого. Эта величина становится больше при увеличении протрузии (более чем 45% от максимальной протрузии). Например, площадь поверхности, образуемой центром давления, увеличивается на 24% при протрузии, равной 45% от максимальной, и на 34% при протрузии, равной 90%.

Ключевые слова: ортоз, стабилметрия, центр давления, ортостатическое равновесие.

© Базер С., Меснар М., Морлье Ж., Няшин Ю.И., Буало М.Ж., 2013

Базер Седрик, институт механики и инженерии и отделение зубочелюстной ортопедии, Бордо

Меснар Мишель, профессор, институт механики и инженерии и отделение зубочелюстной ортопедии, Бордо

Морлье Жульен, доцент, институт нервной деятельности и координации Аквитании, Бордо

Няшин Юрий Иванович, д.т.н., профессор, заведующий кафедрой теоретической механики, Пермь

Буало Мари-Жосе, профессор, отделение зубочелюстной ортопедии, Бордо

ВВЕДЕНИЕ

Методы лечения, индуцирующие протрузию нижней челюсти, часто используются в ортодонтии для достижения ортопедической или хирургической коррекции смещения назад (ретрузии) нижней челюсти или для лечения некоторых разновидностей обструктивного удушья во сне (апноэ, или остановка дыхания). Методы протрузии вызывают локальные изменения в нижнечелюстной кости и черепно-челюстных взаимоотношениях. Они воздействуют на височно-нижнечелюстной сустав (вызывают напряжения в связках), также приводят к натяжению и сокращению жевательной и других мышц нижней челюсти.

Однако очень мало исследований было проведено относительно многостороннего влияния этих важных перемещений нижней челюсти [3, 18]. При хирургическом выдвигании вперед нижней челюсти отмечено уменьшение наклона головы [15] и наклона вперед шейного отдела позвоночника начиная с области позвонка С7 [19].

В настоящее время, когда поддерживается глобальный подход к пациенту, все важнее становится оценка влияния этих лечебных воздействий вне области головы для минимизации возможных неблагоприятных последствий и лучшего понимания их положительного влияния на некоторые болезни, особенно опорно-двигательной системы.

Конечно, патофизиологические исследования показали связи между черепно-лицевым развитием и общей осанкой, частичными сочетаниями лицевой и зубной асимметрии и сколиозом [8] или гиподивергентного скелета класса II с торакальным гиперкифозом или шейным гиперлордозом [7]. Таким же образом нарушения в окклюзионных соотношениях или в височно-нижнечелюстном суставе могут вызвать суставную или мышечную отдаленную боль (позвоночник, шея и т.д.) или неустойчивость осанки.

При лечении некоторые ортозы (окклюзионная шина с ослаблением окклюзии) способствуют уменьшению межзубных контактов, поэтому минимизируются активность и спазмы грудинно-ключично-сосцевидных мышц и нисходящих трапециевидных мышц. Это часто облегчает успешное спонтанное перемещение вперед нижней челюсти [16]. В 66% случаев ортозы улучшают управление осанкой, уменьшая осциллирующую амплитуду центра давления [5]. Кроме того, постуральное (связанное с осанкой) равновесие будет улучшено благодаря повышению прикуса, так как мышечная активность увеличится за счет репозиции нижнечелюстным ортозом [9].

Эти наблюдения подчеркивают значительное влияние окклюзии на положение головы и на постуральное управление [14].

Выдвижение вперед нижней челюсти нарушает черепно-нижнечелюстное равновесие. Это происходит потому, что индуцируется глобальная постуральная адаптация. Этому вопросу посвящено очень мало публикаций. Предлагаемое исследование направлено на оценку влияния величины нижнечелюстной протрузии на общую осанку.

С помощью стабилметрической платформы авторы оценили поведение центра давления, что отражает колебания центра тяжести всего тела и в то же время усилие, прилагаемое исследуемым, чтобы сохранить свое равновесие при вертикальном положении.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Модель

Модель была составлена из 23 взрослых добровольцев: 12 мужчин, 11 женщин возрастом от 23 до 41 лет (табл. 1).

Таблица 1

Описание модели

Волонтер	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Перекрытие, мм	2,5	2	2,5	4	2,5	2,5	3	3	5	2,5	2	6
Угловой окклюзионный класс	I	I	I	II.2	I	II.1	I	I	II.1	II.1	I	II.2
Волонтер	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	
Перекрытие, мм	3	4	2	3,5	2	2	3	3,5	3	4,5	0,5	
Угловой окклюзионный класс	II.1	II.1	I	II.1	I	I	I	II.1	I	II.1	III	

Ортозы

Регистрация ортостатической осанки субъектов была проведена в четырех различных окклюзионных ситуациях:

1. Без окклюзионного ортоза: WS.
2. Ношение ортоза, толщина которого соответствует перекрытию резцов и не вызывает какой-либо протрузии нижней челюсти: ортоз Sp0.
3. Ношение ортоза, толщина которого также соответствует перекрытию резцов и двигает нижнюю челюсть к 45% от максимальной протрузии: ортоз Sp45.
4. Ношение ортоза, толщина которого также соответствует перекрытию резцов и двигает нижнюю челюсть к 90% от максимальной протрузии: ортоз Sp90. В действительности, это движение можно рассматривать как субоптимальное. Реальное максимальное движение никогда не достигается и остается трудным для сохранения.

Ортоз Sp0 позволяет оценить эффект поднятия прикуса.

В эксперименте используются два вида зуботехнического воска. Первый регистрирует положение, что делает возможным исключить перекрытие резцов. Второй вид регистрирует положение, которое соответствует максимальному сдвигению. Эти два отпечатка позволяют сделать ортозы Sp0 и Sp90 на артикуляторе. Ортоз Sp45 тогда воспроизводится начиная со средней позиции.

Характеристики различных ортозов приведены в табл. 2. Разрезая ортоз у первого правого нижнечелюстного моляра на медиальной (передней) стороне, измеряют толщину. Этот метод объясняет разность между средней толщиной, наблюдаемой в ортозе Sp0, и средним перекрытием у пациентов ($(2,97 \pm 1,25)$ мм).

Ортозы были изготовлены из силикона, сначала с подгонкой на артикуляторе, чтобы улучшить точность и распределение межзубных контактов, затем они подгонялись во рту с использованием жидкого силикона.

Упругие свойства материала позволяют сохранять размерную стабильность при поднятии прикуса, но не нарушают поведение жевательных мышц, когда пациент сохраняет только положение ортоза без внешнего давления (рис. 1).

Постуральный ответ на межчелюстные нарушения измеряется с помощью стабилометрической платформы. Этот экспериментальный прибор определяет адаптивную тонкую реакцию постуральной системы при регистрации движений центра давления.

Приемная цепь состоит:

– из динамометрической платформы, измеряющей шесть компонентов движений исследуемого. Эта платформа была создана и калибрована в лаборатории физической механики (пат. 93-08370 *CNRS-LMP*);

– сигнальной системы формирования и усиления (*P2100, Vishay Intertechnology, Inc.*);

– персонального компьютера с картой приема данных (16 бит, *NI PCI 6031 E, National Instrument Corporation*);

– программного обеспечения для сбора и обработки данных (разработано в *Lab View, National Instrument Corp.*).

Таблица 2

Сравнение ортозов: толщина и перемещение нижней челюсти

Ортозы	Толщина		Перемещение	
	Среднее	Среднеквадратичное отклонение	Среднее	Среднеквадратичное отклонение
Sp0	2,2	0,94	0	0
Sp45	2,51	1,09	3,13	1,55
Sp90	2,55	1,04	6,56	2,65
Сравнение 0/45	0,14	–	–	–
Сравнение 45/90	0,39	–	0,00003	–
Сравнение 0/90	0,11	–	–	–



Рис. 1. Оклюзионная ситуация: *а* – без ортоза; *б* – положение ортоза Sp0; *в* – положение ортоза Sp45; *г* – положение ортоза Sp90

Стабилометрические данные

На статокинезиограмме (рис. 2) показан весь диапазон последовательных положений центра давления. 90% зарегистрированных участков (частота регистрации 40 раз/с) находятся внутри эллипса достоверности, который моделирует всю группу.

Среди классических стабилметрических данных [2] следующие параметры были выбраны в данном исследовании:

– площадь, которая измеряет точность управления осцилляциями постуральной системы;

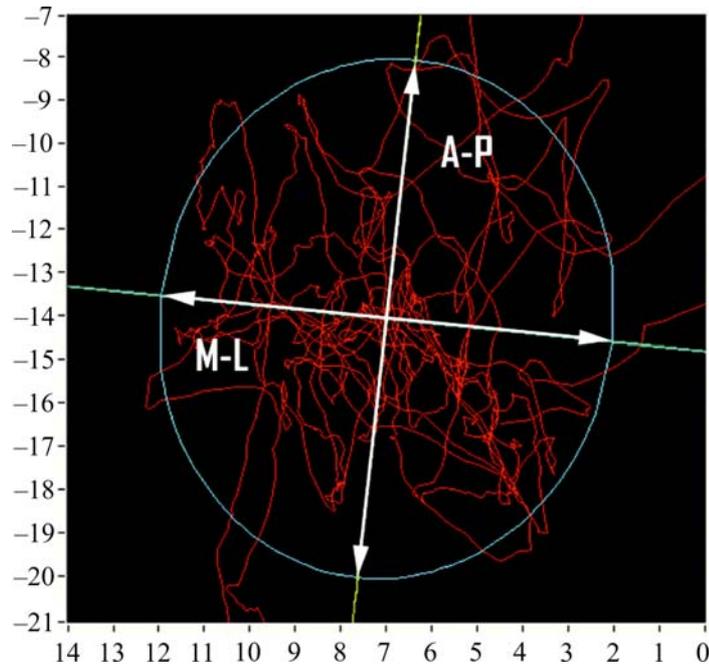


Рис. 2. Статокинезиограмма. Последовательные положения центра давления. 90% участков находятся внутри эллипса

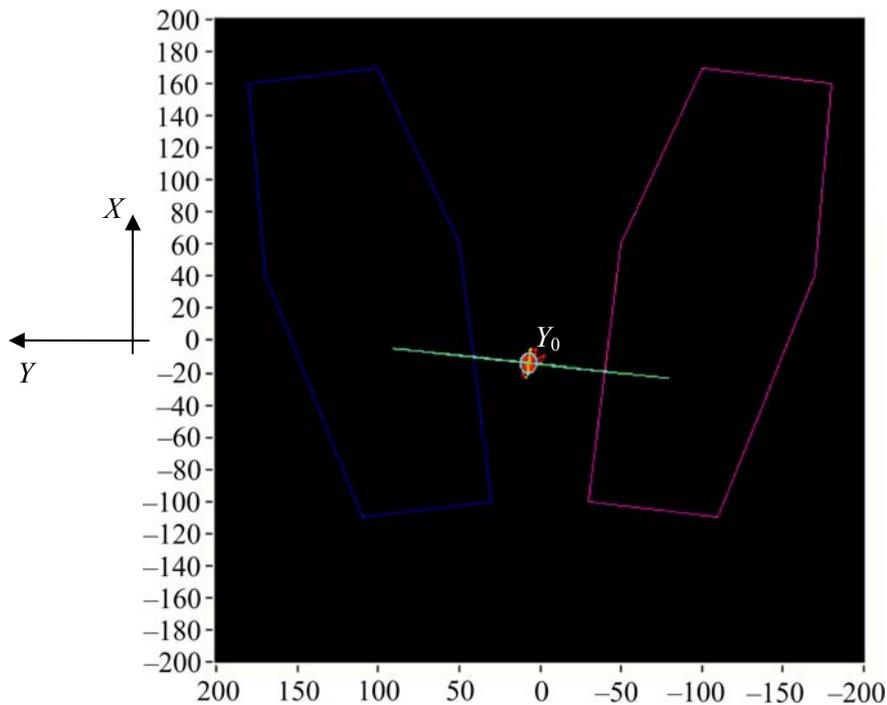


Рис. 3. Положение центра давления внутри опорного многоугольника и относительно оси Y платформы

- передне-задняя ось (A–P), которая иллюстрирует амплитуду передне-заднего постурального раскачивания (по оси X);
- медиолатеральная (трансверсальная, M–L) ось, которая иллюстрирует амплитуду латерального постурального раскачивания (по оси Y).
- Y_0 – среднее положение центра давления в боковом направлении (рис. 3).

Условия эксперимента

Во время проведения эксперимента испытуемый находится в палатке 2×1 м, сделанной из черной материи. Он/она предварительно делает несколько шагов, чтобы активизировать свои мышцы.

В положении тестирования исследуемый стоит с босыми ногами, ступни находятся на расстоянии 5 см друг от друга под углом 30° , положение устанавливается с помощью переносных клиньев. Руки расположены свободно вдоль туловища. Для контроля положения тела в пространстве доброволец смотрит на вертикально висящую флуоресцентную проволоку.

Каждое измерение длится 51,2 с.

Предварительные тесты проводились с восемью добровольцами. Три последовательных измерения с ортозом Sp90 не обнаруживают существенных различий с известными результатами (тест Фридмана). Это воспроизводимое наблюдение дало аналогичный результат без ортоза. Это позволило рассматривать среднее двух показаний без ортоза как отсчетное и ограничить число показаний, чтобы не вызывать утомляемости волонтеров, отмечаемой в различных источниках [12].

Каждый ортоз носится без перерыва в течение 40 мин. Этот промежуток достаточно длинный, чтобы можно было наблюдать постуральный эффект, но в то же время он уменьшает риск суставных изменений даже у чувствительных добровольцев, что особенно важно для ортозов с максимальным выдвиганием нижней челюсти. Пять измерений были сделаны с интервалом в 10 мин: t_0 , t_{10} , t_{20} , t_{30} и t_{40} .

Между ортозами делается перерыв для отдыха в течение 15–20 мин. Порядок различных ортозов был случайным.

Статистический метод

Тест Шапиро–Вилка (*Shapiro–Wilk test*) показал, что распределение некоторых параметров являлось негауссовым, поэтому были использованы непараметрические тесты. Например, сравнение различных условий тестирования (тип ортоза, продолжительность ношения) были проведены с помощью теста Уилкоксона (*Wilcoxon test*), влияние угла наклона выдвигания вперед нижней челюсти было оценено с помощью теста Манна–Уитни (*Mann–Whitney U-test*), интенсивность связи между величиной выдвигания челюсти и изменениями стабилметрических параметров оценена с помощью коэффициента ранговой корреляции Спирмана (*Spearman's rank correlation coefficient*).

РЕЗУЛЬТАТЫ

Измерения без окклюзионного ортоза

Результаты для этих измерений были статистически неотличимы (табл. 3). Они (особенно для параметра площади) очень важны в постурологии (науке об осанке тела), пределы их норм опубликованы Французской ассоциацией постурологии [2]. В норме площадь статокинезиограммы находится в пределах от 40 до 210 мм^2 .

Таблица 3

Полученные поструральные параметры без окклюзионного ортоза

Без ортоза	Площадь, мм ²		А–Р, мм		М–L, мм		Y ₀ , мм	
	Среднее	Средне-квадратичное отклонение	Среднее	Средне-квадратичное отклонение	Среднее	Средне-квадратичное отклонение	Среднее	Средне-квадратичное отклонение
Тест 1	105,39	66,36	18,39	6,79	6,96	2,41	–0,8	14,66
Тест 2	110,96	63,44	17,26	5,43	7,8	2,87	–3,97	14,05
Среднее	108,17	64,9	17,83	6,11	7,38	2,64	–2,38	14,35

Однако был некоторый разброс, слабо выраженный, в вариации в медиально-латеральном направлении ($p = 0,045$).

Средние значения были использованы как стабилметрические отсчетные величины при отсутствии ортоза.

Данные с окклюзионными ортозами (табл. 4, 5 и рис. 4)

Таблица 4

Средние значения полученных поструральных параметров для Sp0, Sp45 и Sp90

Время	Площадь, мм ²		А–Р, мм		М–L, мм		Y ₀ , мм	
	Среднее	Средне-квадратичное отклонение	Среднее	Средне-квадратичное отклонение	Среднее	Средне-квадратичное отклонение	Среднее	Средне-квадратичное отклонение
Sp0								
t ₀	111,65	56,29	18,42	5,41	7,64	3,13	–6,02	11,48
t ₁₀	154,52	98,39	23,61	7,13	7,6	2,68	–2,35	11,78
t ₂₀	132,04	52,72	20,93	4,19	7,82	2,34	–3,7	11,82
t ₃₀	129,78	66,26	22,24	8,2	7,42	2,71	–4,56	14,13
t ₄₀	116,22	48,98	20,3	4,99	7,28	2,51	–5,74	11
Sp45								
t ₀	91,82	40,47	16,71	2,64	6,92	2,72	–3,64	15,43
t ₁₀	117,26	63,11	19,97	7,91	7,44	3,11	–4,93	12,57
t ₂₀	113,87	46,96	19,87	8,26	6,98	1,83	–2,59	11,06
t ₃₀	121,08	55,02	19,73	7,37	7,77	2,2	–0,18	12,22
t ₄₀	134,6	65,93	21,54	6,54	7,68	2,72	–2,04	15,53
Sp90								
t ₀	112,04	68,64	20,49	9,21	6,83	2,21	–4,23	13,06
t ₁₀	150,87	84,74	21,8	7,47	8,83	3,42	–5,22	11,96
t ₂₀	124,91	61,31	20,66	8,26	7,69	2,49	–4,1	12,69
t ₃₀	143,91	88,63	22,16	9,03	8,23	3,97	–5,26	15,07
t ₄₀	145,74	84,46	21,87	6,22	8,29	3,64	–7,98	17,26

Таблица 5

Сравнение поструральных параметров для каждого ортоза в различные моменты времени. Тест Уилкоксона. Считается значимым при $p < 0,05$

Время \ Параметр	t_0/t_{10}	t_0/t_{20}	t_0/t_{30}	t_0/t_{40}	t_{10}/t_{20}	t_{10}/t_{30}	t_{10}/t_{40}	t_{20}/t_{30}	t_{20}/t_{40}	t_{30}/t_{40}
Sp 0										
Площадь	0,0085	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.
A-P	0,0003	0,0308	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.
M-L	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.
Y_0	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.
Sp 45										
Площадь	0,033	н.з.	0,0097	0,013	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.
A-P	н.з.	н.з.	н.з.	0,0042	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	0,019
M-L	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.
Y_0	н.з.	н.з.	0,044	н.з.	н.з.	0,0013	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.
Sp 90										
Площадь	0,012	н.з.	н.з.	0,042	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.
A-P	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.
M-L	0,0097	0,047	0,044	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.
Y_0	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.

Примечание: н.з. – незначимо.

Таблица 6

Парные сравнения поструральных параметров при разных моментах измерения. Каждый ортоз сравнивается с другими. Считается значимым при $p < 0,05$

Параметр \ Время	Sp0/Sp90				Sp45/Sp90				Sp0/Sp45			
	Площадь	A-P	M-L	Y_0	Площадь	A-P	M-L	Y_0	Площадь	A-P	M-L	Y_0
t_0	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	0,059	н.з.	н.з.	н.з.
t_{10}	н.з.	н.з.	0,07	н.з.	0,06	н.з.	н.з.	н.з.	0,075	0,026	н.з.	н.з.
t_{20}	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	0,063	н.з.	0,08	н.з.
t_{30}	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	0,022
t_{40}	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	0,055	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.
Параметр \ Время	WS/Sp0				WS/Sp45				WS/Sp90			
	Площадь	A-P	M-L	Y_0	Площадь	A-P	M-L	Y_0	Площадь	A-P	M-L	Y_0
t_0	н.з.	н.з.	н.з.	0,033	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.
t_{10}	0,018	0,007	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	0,027	0,036	0,06	н.з.
t_{20}	н.з.	0,024	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.
t_{30}	н.з.	0,018	н.з.	н.з.	0,042	н.з.	н.з.	н.з.	0,05	0,031	н.з.	н.з.
t_{40}	н.з.	н.з.	н.з.	н.з.	0,048	0,031	н.з.	н.з.	0,012	0,019	н.з.	н.з.

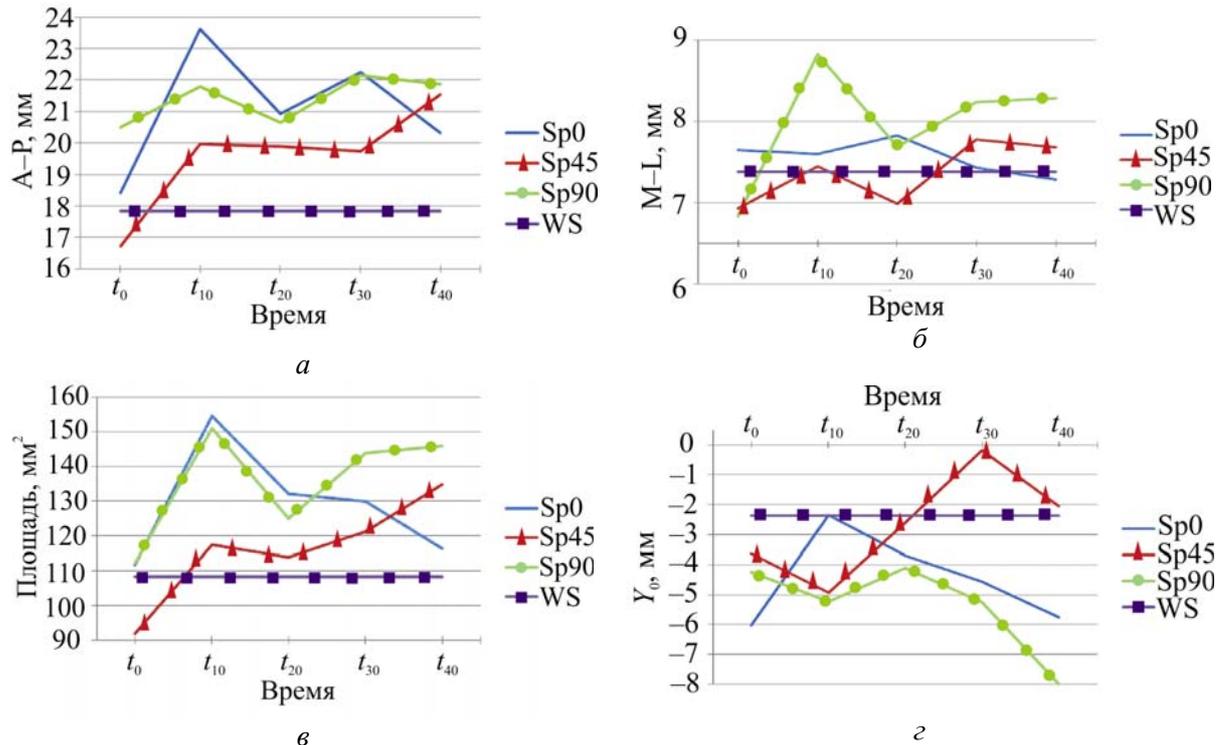


Рис. 4. Зависимости средних значений поструральных параметров от времени и окклюзионной ситуации: *а* – передне-задние осцилляции, А–Р; *б* – медиолатеральные осцилляции, М–Л; *в* – площадь; *г* – среднее положение центра давления в боковом направлении Y_0

Площадь

Десять минут ношения ортоза Sp0 приводят к значительному ($p < 0,01$) увеличению площади центра давления. Это продолжается недолго, данный параметр обнаруживает небольшой тренд возвращения к своему начальному среднему значению (см. табл. 5).

Полученные данные для Sp45 показывают регулярное увеличение средней площади центра давления. Но тест Уилкоксона показывает существенное увеличение площади эллипса только при сравнении t_{10} с t_{30} и t_{40} с t_0 ($p < 0,05$).

Ношение Sp90 генерировало ясное увеличение площади центра давления при t_{10} ($p = 0,012$). В общем это увеличение продолжается до t_{40} , где регистрируемые значения остаются значительно выше, чем значения при t_0 ($p < 0,05$).

Однако сравнение площадей при одинаковой продолжительности ношения ортоза не обнаруживает какого-либо значительного влияния типа ортоза на этот параметр.

Площади центра давления становятся больше при ношении ортоза, чем колебаниях без ортоза. Эти различия существенны при t_{10} в случае Sp0, при t_{30} и t_{40} в случае Sp45 и при t_{10} и t_{40} в случае Sp90 ($p < 0,05$; табл. 6).

Передне-задние осцилляции, А–Р

При ношении ортоза Sp0 в течение 10 мин передне-задние осцилляции очень заметно увеличиваются ($p < 0,001$). Они, вероятно, ответственны за увеличение величины эллипса (см. рис. 4, табл. 5). Их амплитуда, меньшая при t_{20} , всегда остается значительно больше, чем при t_0 ($p < 0,05$). Это не так сильно выражено во второй части теста, когда этот параметр возвращается обратно к средним значениям, близким к значениям, наблюдаемым при вставлении ортоза.

В течение времени от t_{10} до t_{30} значения этого параметра остаются значительно больше, чем значения, измеренные при отсутствии ортоза ($p < 0,05$; см. табл. 6).

При ношении ортоза Sp45 амплитуда передне-задних осцилляций центра давления увеличивается со временем с плато в интервале от t_{10} до t_{30} . При сравнении этих значений со значениями при t_0 это увеличение заметно только после 40 мин ($p < 0,01$).

При ношении ортоза Sp90 амплитуда осцилляций постоянно увеличивается в течение тестов. Она максимальна при t_{30} , но различия, замеченные в разные периоды ношения, не существенны. Площади, замеренные в моменты t_{10} , t_{30} и t_{40} , существенно больше, чем значения, найденные без ортоза.

Влияние типа ортоза вновь умеренное. Только значения для Sp0 при t_{10} статистически больше, чем значения для Sp45 в то же время ($p < 0,05$; см. табл. 6).

Медиолатеральные осцилляции, M-L

Для ортоза Sp0 этот параметр в тестах демонстрировал стабильность, значения в различные моменты времени остаются близкими. Ортоз Sp0 не влияет на трансверсальные осцилляции центра давления со временем (см. табл. 4).

Для ортоза Sp45 амплитуда медиолатеральных осцилляций начинает увеличиваться в момент t_{10} ($p < 0,01$), затем изменяется со временем с общей тенденцией к увеличению. Эти различия не существенны. Ортоз Sp45 не имеет существенного влияния на амплитуду медиолатеральных осцилляций центра давления.

Для ортоза Sp90 амплитуда медиолатеральных осцилляций начинает существенно увеличиваться в момент t_{10} (см. рис. 4). Затем она уменьшается, оставаясь еще значительно большей в моменты t_{20} и t_{30} , чем в момент t_0 ($p < 0,05$; см. табл. 4), и увеличиваясь в момент t_{40} . Нарушение осанки максимально в момент t_{10} , со временем адаптация имеет тенденцию к уменьшению.

Несмотря на то что значения этого параметра наибольшие для ортоза Sp90, нет различия между найденными результатами в зависимости от типа ортоза или при его отсутствии (см. табл. 6).

Параметр Y_0

Для ортоза Sp0 этот параметр означает в среднем ясное переднее расположение центра давления в момент t_{10} , что происходит при увеличении A-P осцилляций до тех пор, пока он постепенно не возвращается к своему начальному положению внутри опорного многоугольника (см. рис. 4).

Однако это движение вперед статистически незначимо. Причина этого, вероятно, заключается в очень больших стандартных отклонениях от средних значений этого параметра в различные моменты времени наблюдений.

Ношение ортоза Sp45 также имеет тенденцию индуцировать более переднее положение центра давления во время тестов. Среднее расположение центра давления значительно смещено вперед в момент t_{30} в сравнении с моментами t_{10} ($p < 0,01$) или t_0 ($p < 0,05$; см. табл. 5).

Анализ данных для ортоза Sp90 показывает, что со временем реакции стоп смещаются назад. Это изменение статистически незначимо. Здесь причина, видимо, также заключается в очень больших стандартных отклонениях от наблюдаемых средних значений.

Следовательно, можно считать, что нет существенного различия в поведении этого параметра в зависимости от типа ортоза или при его отсутствии (см. табл. 6).

Влияние величины движения вперед, вызванного ортозом

Средняя пропульсия (движение вперед) для ортоза Sp45 равна $(3,13 \pm 1,55)$ мм, для ортоза Sp90 она равна $(6,56 \pm 2,65)$ мм. Движение вперед нижней челюсти, создаваемое ортозом Sp90, примерно вдвое больше, чем планируемое при конструировании ортозов (тест сравнения Уилкоксона, $p < 0,001$, см. табл. 2).

Величина пропульсии (мм) для ортоза Sp45 только коррелирует с увеличением А–Р осцилляций от t_0 до t_{10} ($r = 0,24$), а для Sp90 с разностью измеряемых площадей в моменты t_{10} и t_{20} ($r = 0,45$) (тест Спирмана).

Влияние угла наклона пропульсии (табл. 7)

Угол пропульсии (рис. 5) позволяет оценить влияние наклона пропульсии (PteProp) на поструральные параметры.

Для каждого ортоза взяты две подгруппы добровольцев. Первая включает пациентов, у которых нижнечелюстная пропульсия сопровождается наклоном нижнечелюстной плоскости несколько вниз и вперед (слабый наклон пропульсии), вторая включает пациентов с более сильным наклоном (сильный наклон пропульсии).

Таблица 7

Площадь, значения А–Р и Y_0 для каждой подгруппы наклона плоскости нижней челюсти

Время	Ортозы					
	Sp45			Sp90		
	$N = 11$	$N = 12$	p	$N = 11$	$N = 12$	p
	PteProp = 28,93°	PteProp = 50,33°		PteProp = 15,16°	PteProp = 31,83°	
Площадь						
t_0	97,27	86,83	0,379	134,27	91,67	0,032
t_{10}	144,55	92,25	0,037	183	121,42	0,379
t_{20}	102,09	124,67	0,118	144,36	107,08	0,316
t_{30}	135,45	107,92	0,091	154,91	133,83	0,118
t_{40}	146,18	124	0,118	160,64	132,08	0,151
А–Р						
t_0	16,59	16,83	0,786	25,16	16,21	0,037
t_{10}	22,86	17,32	0,211	25,33	18,56	0,044
t_{20}	19,33	20,38	0,525	23,98	17,62	0,316
t_{30}	21,97	17,68	0,347	23,42	21	0,347
t_{40}	22,54	20,63	0,26	24,49	19,48	0,044
Y_0						
t_0	-8,9	2,1	н.з.	-8,13	0,35	н.з.
t_{10}	-7,72	-1,89	н.з.	-7,14	-2,75	н.з.
t_{20}	-3,59	-2,67	н.з.	-6,95	-0,31	н.з.
t_{30}	-3,23	3,14	н.з.	-5,19	-5,34	н.з.
t_{40}	-6,64	2,96	н.з.	-9,29	-6,35	н.з.

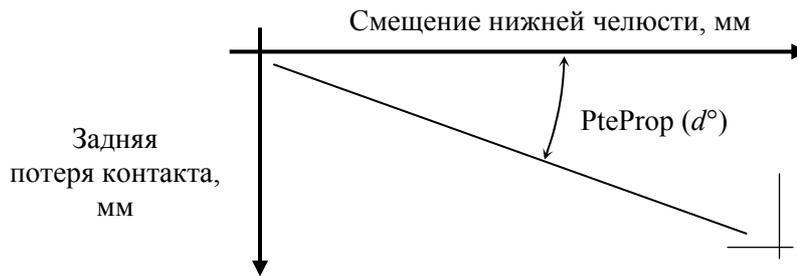


Рис. 5. Угол наклона (d°) окклюзионной плоскости нижней челюсти: слабый наклон (PteProp) для Sp45 (среднее $28,93^\circ$), $N = 11$; сильный наклон (PteProp) для Sp45 (среднее $50,33^\circ$), $N = 12$; слабый наклон (PteProp) для Sp90 (среднее $15,16^\circ$), $N = 11$; сильный наклон (PteProp) для Sp90 (среднее $31,83^\circ$), $N = 12$

При вставлении ортоза Sp45 имеется слабая вариация в поведении постуральных параметров. Есть одно существенное различие между двумя подгруппами испытуемых с этим ортозом: лица с меньшим углом обнаруживают большую площадь их статокинезиограммы в момент t_{10} (см. табл. 7).

Для ортоза Sp90 важность угла пропульсии, по-видимому, состоит в уменьшении величины постуральной адаптации. Конечно, средняя площадь статокинезиограммы и амплитуда А–Р осцилляций центра давления, очевидно, более важны в подгруппе со слабым наклоном пропульсии (значительные отличия в момент t_0 для площади и в моменты t_0 , t_{10} , t_{40} для А–Р осцилляций (см. табл. 7).

Поэтому толщина шины, по-видимому, компенсирует влияние величины пропульсии. Эти два фактора ортозов, вероятно, имеют противоположное влияние на положение головы и постуральные реакции.

ОБСУЖДЕНИЕ

В сравнении с ситуацией без ортоза все три рассмотренных ортоза индуцируют постуральные нарушения, особенно увеличение амплитуды осцилляций центра давления и увеличение площади статокинезиограммы.

Постуральные изменения не появляются при вставлении ортоза, но после 10 мин ношения можно наблюдать эволюцию постуральных параметров со временем в зависимости от ортоза. При ношении Sp0 постуральные нарушения, измеренные в момент t_{10} , быстро компенсируются в течение теста. Ортоз Sp90 генерирует сильные постуральные изменения, измеренные в момент t_{10} и продолжающиеся в течение всего теста. Можно утверждать, что организм не компенсирует эти окклюзионные возмущения. Эта гипотеза подтверждается увеличением трансверсальных осцилляций центра давления в течение теста, что имеет место только для этого ортоза. Среди трех ортозов Sp45, по-видимому, индуцирует наименьшие постуральные изменения, статистические отличия от ситуации без ортоза невелики. Измерение диапазона для ортоза Sp45 дает те же результаты, что и для Sp0 и Sp90, но они начинаются при меньших значениях параметров, которые имеют значения вокруг диапазона для ситуации без ортоза (WS). Ортоз Sp45 вызывает более существенное увеличение главных постуральных параметров, но конечная амплитуда в равной степени важна.

Увеличение А–Р осцилляций означает сохранение равновесия при перемещении центра давления (осцилляции вокруг оси, проходящей через бедра) [12]. Этот процесс стабилизации требует больше затрат энергии, и его появление означает большее постуральное возмущение, которое индуцируется ортозом Sp90. Это впечатление подтверждается увеличением величины среднеквадратичного отклонения для большинства параметров в случае ношения ортоза Sp90.

Угол пропульсии может быть наиболее исследованным параметром. Действительно, мы наблюдали, что шины с сильной пропульсией и малой толщиной являются наиболее возмущающими равновесие.

Фактически при пропульсии ортозы с меньшим углом увеличивают амплитуду осцилляций центра давления (площадь, А–Р осцилляции). Это особенно существенно для ортоза Sp90 (рис. 6).

Ношение ортозов с малым наклоном пропульсии, по-видимому, приводит к более смещенному назад среднему расположению центра давления (более отрицательное значение Y_0 , см. табл. 7), что статистически незначимо из-за большей дисперсии измерений. Однако этот результат очевиден при наблюдении средних значений и графических представлений (см. рис. 6).

При отсутствии какого-либо стабилметрического и кинетического изучения изменений положения нижней челюсти мы можем попытаться объяснить эти результаты в соответствии с исследованием нижнечелюстной дисморфологии (отклонение от формы), особенно скелетного класса III. В стабилметрическом исследовании Нобили (*Nobili*) [13] обнаружил переднюю осанку тела у испытуемых класса II и заднюю осанку тела у испытуемых класса III и у пациентов с нижнечелюстной пропульсией. Согласно Липпольду (*Lippold*) [10] лица со скелетным классом III имеют меньшие кривизны в грудном и поясничном отделах и меньший наклон таза, чем лица класса II. У них позвоночник более плоский и находится в более заднем общем положении.

На уровне головы эта дисморфология означает более переднее положение нижней челюсти и центра тяжести вместе с аркой подъязычной кости [1], что двигает аэропищеварительный тракт вперед. Поэтому имеется компенсаторное выпрямление назад шейного отдела позвоночника, что индуцирует уменьшение шейного лордоза [6] и даже патологический шейный кифоз [11] (рис. 7, 8).

Положение ортоза Sp45 индуцирует передвижение вперед центра давления (см. рис. 4) в сравнении с ортозом Sp90. Это наблюдение подтверждает другую моду адаптации. В пределах 45% от максимальной пропульсии центр давления движется в соответствии с нижнечелюстным сегментом. По-видимому, дисбаланс является результатом большей пропульсии, которая требует новой поструральной адаптации в корреляции с наблюдением у пациентов класса III. Более заднее положение тела может быть вызвано передним перемещением центра тяжести нижней челюсти и одновременно натяжением мышц. Это натяжение генерирует сгибание головы.

Механизмы поструральной адаптации, по-видимому, различаются в зависимости от величины пропульсии и межчелюстной дивергенции, создаваемой прибором.

Построение приспособлений для стимулирования роста нижней челюсти может зависеть от этих наблюдений. Малая толщина при значительной нижнечелюстной пропульсии является эффективной с ортопедической точки зрения [4], но может представлять некоторые риски для поструральной патологии (результаты подгруппы слабого наклона для ортоза Sp90). Постуральные изменения, индуцируемые ортозом Sp45, являются более ограниченными в смысле ряда важных параметров и амплитуды, оставаясь близкими к значениям для случая без ортоза. Более прогрессивное движение вперед нижней челюсти, кажется, имеет место при соответствии некоторых ортопедических концепций [17] и лучшей поструральной интеграции.

Данные исследования подтверждают влияние нижнечелюстной пропульсии на глобальную осанку. Интерпретация результатов особенно сложна. Играть роль многочисленные индивидуальные факторы (тип лица, начальные факторы осанки и т.д.), также существуют зоны компенсации между верхней конечностью и поверхностью опоры стоп. Эти промежуточные области являются теми местами, где ятрогенные нарушения могут развиваться под влиянием изменений в межчелюстных отношениях.

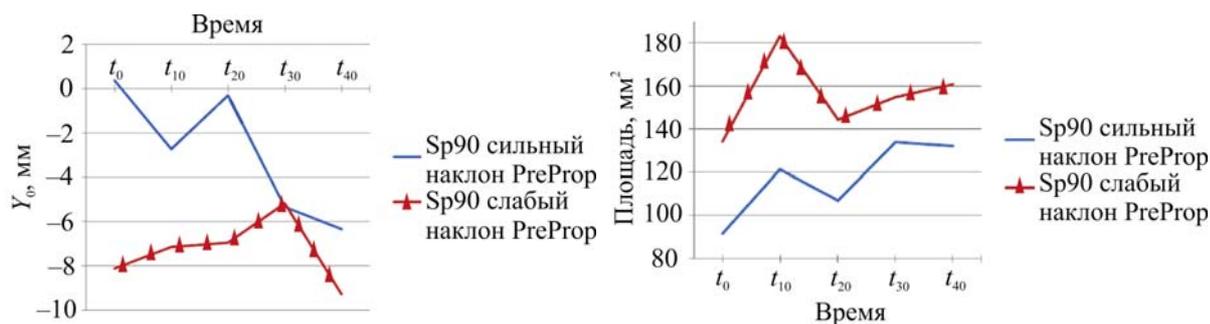


Рис. 6. Зависимость Y_0 и площади от угла пропульсии при ортозе Sp90



Рис. 7. Шейный лордоз и отклонение назад шейного отдела позвоночника у исследуемых класса III

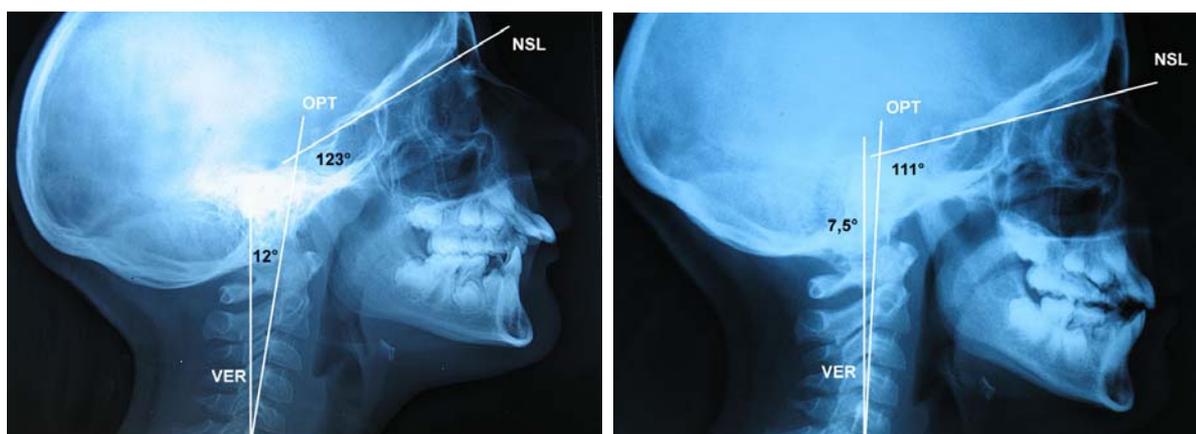


Рис. 8. Задняя ориентация шейного отдела позвоночника и сгибание головы у шейного отдела после коррекции смещенной назад нижней челюсти с приспособлением на шине (VER – истинная вертикаль; OPT – задняя одонтоидная касательная; NSL – N–S линия (N (*nasion*) – краниометрическая точка, в которой сочленяются вершунка носа и выступа лба, S (*sella turcica*) – седловидное углубление в клиновидной кости черепа человека)

Следовательно, должны учитываться долговременные последствия ортодонтического лечения, также мы должны оценивать их положительное воздействие при лечении скелетно-мышечной системы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Adamidis I.P., Spyropoulos M.N. Hyoid bone position and orientation in class I, II and class III malocclusions // *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* – 1992. – Vol. 101 (4). – P. 308–312.
2. A.F.P. Normes 85. Paris, ADAP, 1985.
3. Bazert C., Mesnard M., Morlier J., Aoun M., Sampour M., Boileau M.J., Cid M. A stabilometric assessment of the mandible propulsion influence on the general posture // *Russian Journal of Biomechanics.* – 2008. – Vol. 12, No. 1 (39). – P. 21–35.
4. Bazert C., Rzakiewicz A. Contrôle vertical et thérapeutique orthopédique // *Les activateurs. Orthod. Fr.* – 2003. – Vol. 74. – P. 377–409.
5. Chessa G., Capobianco S., Lai V. Stabilometria e disturbi cranio-cervico-mandibolari // *Minerva stomatol.* – 2002. – Vol. 51. – P. 162–171.
6. D'Attilio M., Caputi S., Epifania E., Festa F., Tecco S. Evaluation of cervical posture of children in skeletal class I, II, and III // *Cranio.* – 2005. – Vol. 23(3). – P. 219–228.
7. Gatti Colangelo G., Bartocci G., Festa F., Pomante D., Colasanto S. Valutazione clinica e radiografica dei rapporti tra dorso curvo e malocclusione // *Mondo Ortod.* – 1990. – Vol. 15. – P. 413–418.
8. Huggare J. Postural disorders and dentofacial morphology // *Acta Odontol. Scand.* – 1998. – Vol. 56. – P. 383–386.
9. Ishijima T., Hirai T., Koshino H., Konishi Y., Yokoyama Y. The relationship between occlusal support and physical exercise ability // *J. Oral Rehabil.* – 1998. – Vol. 25. – P. 468–471.
10. Lippold C., Danesh G., Schligen M., Drerup B., Hackenberg L. Relationship between thoracic, lordotic, and pelvic inclination and craniofacial morphology in adults // *Angle Orthod.* – 2006. – Vol. 76 (5). – P. 777–783.
11. Mertensmeier I., Diedrich P. Der Zusammenhang von Halswirbelsäulenstellung and Gebissanomalien // *Fortschr. Kieferorthop.* – 1992. – Vol. 53. – P. 26–32.
12. Nasher L.M., McCollum G. The organization of human postural movement: a formal basis and experimental synthesis // *Behavioral and Brain Sciences.* – 1985. – Vol. 8. – P. 135–137.
13. Nobili A., Adversi R. Relationship between posture and occlusion: a clinical end experimental investigation // *J. Craniomandib. Pract.* – 1996. – Vol. 14 (4). – P. 274–285.
14. Palano D., Molinari G. Rôle de la stabilométrie dans l'évaluation des corrélations entre les troubles cranio-mandibulaires (TCM) et les troubles de l'équilibre (TE) // *Bull. group Int. Rech. Sci. Stomatol. Odontol.* – 1994. – Vol. 37. – P. 23–26.
15. Phillips C., Snow M.D., Turvey T.A., Proffits W.R. The effect of orthognathic surgery on head posture // *Eur. J. Orthod.* – 1991. – Vol. 13. – P. 397–403.
16. Santander H., Miralles R., Jimenez A., Zuniga C., Rocabado M., Moya H. Influence of stabilization occlusal splint on craniocervical relationships. Part II: electromyographic analysis // *J. Craniomandib. Pract.* – 1994. – Vol. 12. – P. 227–233.
17. Simon Y., Chabre C., Lautrou A. Activateurs orthopédiques de croissance et malocclusion de classe II // *Orthod. Fr.* – 2006. – Vol. 77 (1). – P. 151–162.
18. Tarantola J., Nardone A., Tacchini E., Schieppati M. Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition // *Neurosci. Lett.* – 1997. – Vol. 28 (2). – P. 75–78.
19. Valk J.W., Zonnenberg A.J., Van Maanen C.J., Van Wonderen O.G. The biomechanical effects of a sagittal split ramus osteotomy on the relationship of the mandible, the hyoid bone, and the cervical spine // *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* – 1992. – Vol. 102 (2). – P. 99–108.

MANDIBULAR PROPULSION AND GLOBAL POSTURE. A STABILOMETRIC EXPERIMENTAL STUDY

**C. Bazert, M. Mesnard, J. Morlier (Bordeaux, France), Y.I. Nyashin (Perm, Russia),
M.J. Boileau (Bordeaux, France)**

This study aims to assess the influence of the quantity of the mandibular propulsion generated by different orthoses on the global posture using a stabilometric analysis of the displacements of the centre of pressure. Twenty-three subjects participated in that study, first one without any orthosis, then with three different orthoses: a first one just for disocclusion, a second one protruding the mandible to 45% of its maximum protrusion and a third one protruding the mandible to 90% of its maximum protrusion. Each orthosis was worn for forty minutes.

Successive positions of the centre of pressure were recorded on a stabilometric platform. The sizes of the area in which the centre of pressure moves showed an increase after ten minutes of wear, whatever the orthosis ($p < 0.02$). This increase remains present after forty minutes, for both 45 and 90% of the maximal protrusion ($p < 0.05$). The amplitude of antero-posterior sway increases during orthosis wear ($p < 0.01$). The test corresponding to 90% of the maximal protrusion induced an increase of the lateral oscillations ($p < 0.01$); simultaneously the position of the centre of pressure within the foot support polygon was more posterior. Protruding the mandible influences the orthostatic equilibrium of a subject. This influence becomes greater for important protrusions (more than 45% of the maximal protrusion). As example, the area of the surface swept by the centre of pressure increases by 24% for a propulsion equal to 45%; this increase reaches 34% with a propulsion of 90%.

Key words: orthosis, stabilometry, centre of pressure, orthostatic equilibrium.

Получено 30 мая 2013