

УДК 531/534: [57+61]

СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ ВЫДВИЖЕНИЯ ВПЕРЕД НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ НА ОБЩУЮ ОСАНКУ ЧЕЛОВЕКА

С. Базер^{1,2}, М. Меснар¹, Ж. Морлье¹, М. Аун¹, М. Сампер², М.Ж. Буало², М. Сид¹

¹ Laboratoire de Mécanique Physique, CNRS UMR 5469 Université Bordeaux 1, 351 cours de la Libération, 33405 TALENCE cedex Bordeaux, France, e-mail: michel.mesnard@u-bordeaux1.fr

Лаборатория механики и физики, Университет Бордо 1, Франция

² Unité de Recherche d'Odontologie, Orthopédie Dento-Faciale Université Bordeaux 2, 16 cours de la Marne, 33076 Bordeaux cedex, France, e-mail: cedric.bazert@wanadoo.fr

Исследовательское отделение ортодонтии, зубочелюстной ортопедии, Университет Бордо 2, Франция

Аннотация. Цель данной работы заключается в исследовании изменений походки при ношении межчелюстной шины. Изучено три случая: без наложения шины (БШ), с шиной толщиной 2,5 мм, которая не вызывает продвижения челюсти вперед (Ш0), с шиной толщиной 2,5 мм, которая обеспечивает 90% от необходимого смещения нижней челюсти (Ш90). При помощи стабилметрической платформы, проведен анализ осанки: записывались колебания центра давления стоп в течение заданного промежутка времени (40 минут). В результате выявлено, что в случае Ш0 после 10 минут ношения шины область, в которой находится центр давления стоп, значительно увеличивается. Это уменьшает точность контроля осанки, в частности, в передне-заднем направлении. Смещение центра давления вперед также вызвано изменением осанки. Но этот эффект наблюдается только после 10 минут, а затем уменьшается. Для случая Ш90 наблюдаемые изменения центра давления аналогичны, но амплитуда передне-заднего и поперечного колебаний центра давления увеличивается. опыты показали, что центр масс смещается, чтобы восстановить ортостатическое равновесие. Модификация осанки сопровождается смещением центра давления кзади, что не исправляется к концу теста. Корректирующая шина оказывает существенное влияние на общую осанку человека, что необходимо учитывать в медицинской терапии.

Ключевые слова: смещение нижней челюсти вперед, окклюзионная шина, шести-компонентный динамометр, центр давления стоп, центр масс, линия гравитации.

Введение

В ортодонтии около 60% пациентов имеют неправильное передне-заднее смыкание челюстей (скелетный класс II типа), что вызвано продвижением верхней челюсти вперед по сравнению с нижней челюстью. В большинстве случаев неправильное смыкание вызвано избыточным смещением нижней челюсти кзади в сравнении с остальным лицом (нижнечелюстная ретрогнатия). При лечении таких ортопедических отклонений, особенно у растущих детей, может применяться межчелюстная шина.

Межчелюстная шина изменяет не только взаимное расположение верхней и нижней челюстей в передне-заднем направлении, она в большинстве случаев также препятствует полному смыканию верхней и нижней челюстей. Это происходит ввиду

того, что шина имеет толщину, необходимую для обеспечения жесткости и фиксации правильного положения резцов [3].

Как показали исследования многих авторов, увеличение наклона нижней челюсти в сравнении с центральной частью лица сопровождается вытягиванием головы с шейного отдела позвоночника и уменьшением искривления позвоночника вперед (лордоз в шейном отделе), а также отклонением шейного отдела позвоночника вперед [15, 16, 20, 26, 27].

Описанные изменения осанки часто наблюдаются у людей с неправильно развитой нижней челюстью, у пациентов, носящих шину для исправления прикуса (толщина шины между резцами составляет от 4 до 5 мм) [17, 24], и у пациентов с неправильным смыканием челюстей, лечение которых проводится методами ортогнатической хирургии [21, 31].

Если окклюзионные клинья оказываются за пределами краев головы, то могут возникнуть некоторые изменения в изгибах позвоночника, а также в сокращениях мышц ног [9, 12, 29, 30]. Использование шин для исправления прикуса имеет целью улучшение контактов зубов с задней стороны, которые улучшают симметрию в электромиографической активности грудных и ключично-сосковых мышц. Всё это, в свою очередь, стабилизирует осанку [6, 25]. Репозиционные нижнечелюстные шины, которые сдвигают нижнюю челюсть в более физиологичное мышечно-суставное положение относительно височно-нижнечелюстного соединения и суставных мышц, могут увеличить спортивные показатели человека. Это было показано на тестах по измерению электролитического сопротивления [13, 32].

Все названные исследования привели к выводу, что нарушение взаимодействий между верхней и нижней челюстью имеет влияние не только в области лица. Однако имеется недостаточно данных о влиянии различных медицинских шин на осанку, особенно межчелюстных шин, исправляющих смещение нижней челюсти кзади. Врачи в ортодонтии не должны игнорировать описанные модификации скелета, вызванные шинами. К тому же врачи-остеопаты и ортопеды часто указывают на эти изменения.

Данная работа направлена на изучение влияния выдвижения вперед нижней челюсти на общую осанку человека. Изменение общей осанки регистрировалось на стабилометрической платформе как смещение положения центра давления стоп. Исследованные добровольцы носили межчелюстные шины, вызывающие и не вызывающие смещение нижней челюсти (но имеющие такую же толщину). Последние применялись для того, чтобы неполное смыкание челюстей, вызванное наличием шины, не оказывало влияние на результаты.

Метод

Объект исследования. Исследовано 23 взрослых человека, 12 мужчин и 11 женщин в возрасте от 23 до 41 года. В реализации теста принимали участие ещё два человека, но результаты, полученные для них, не рассматривались, так как не были созданы оптимальные условия тестирования. При тестировании двух указанных добровольцев были выявлены и устранены проблемы балансировки платформы.

Шина. Запись ортостатических параметров осанки тестируемых проводилась для трех различных ситуаций (рис. 1):

- без шины (случай БШ);
- с шиной толщиной 2,5 мм, не вызывающей движения нижней челюсти вперед (шина Ш90);

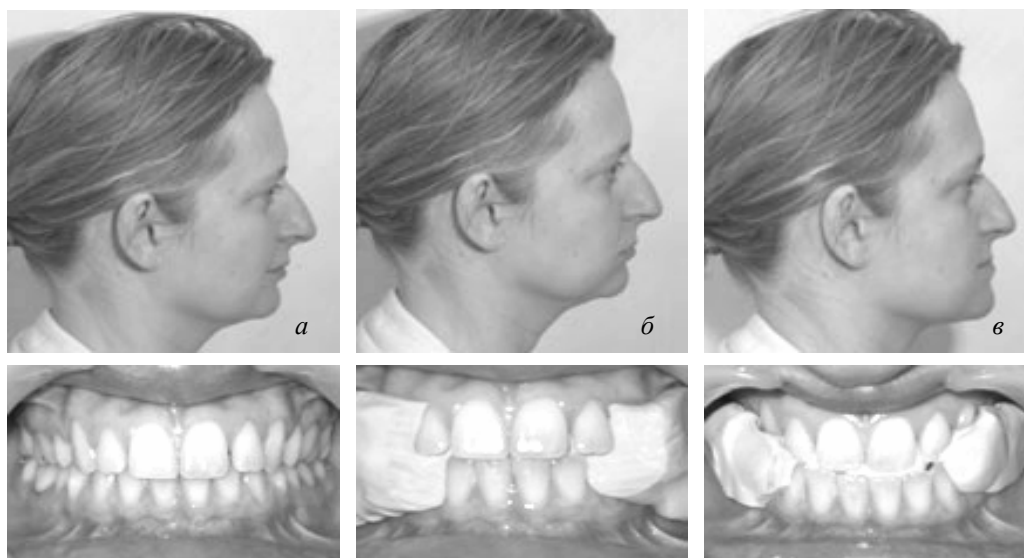


Рис. 1. Добровolec, *a* – без шины, *б* – шина III0, *в* – шина III90



Рис. 2. Межчелюстная шина

- с шиной толщиной 2,5 мм, которая сдвигает нижнюю челюсть вперед на 90% от величины необходимого сдвига (шина III90).

Цель исследования заключается в сравнении эффекта, оказываемого сдвигом нижней челюсти вперед, с использованием двух шин одинаковой толщины, одна из которых вызывает сдвиг нижней челюсти, а другая – нет.

Эти шины были сделаны непосредственно путем прикусывания силиконовой дуги (*Putty Hard, President*). Этот материал в настоящее время используется в одонтологии для получения отпечатка (рис. 2). Основа и катализатор были вручную энергично перемешаны в течение тридцати секунд. Затем после шестидесяти секунд раствор затвердевал, и полученная шина помещалась в ротовую полость. Окончательно материал находится во рту около трех минут до завершения процедуры установки.

Расстояние между коренными зубами (молярами) зависит от перекрытия резцов. После нескольких тренировочных упражнений нижнюю челюсть устанавливают в нужное положение вручную, двигая подбородок.

Упругие свойства силикона позволяет сохранить нетронутый отпечаток. При этом, когда пациент только носит шину и не смыкает зубы, жевательные мышцы не оказывают значительного действия.

Сбор стабилметрических параметров. Для анализа изменений осанки, вызванных изменением взаимного расположения челюстей, использовалась стабилметрическая платформа. Это экспериментальное устройство фиксирует адаптацию конечной осанки, записывая смещение положения центра давления стоп.

Измерительная цепь состоит из следующих элементов:



Рис. 3. Стабилометрия, условия эксперимента и датчик

- динамометр: на базе лаборатории механики и физики Университета Бордо 1 была разработана и откалибрована платформа с шестью датчиками, позволяющая измерять действия добровольца (рис. 3);
- усилитель-формирователь (*P2100 – Vishay Intertechnology, Inc.*);
- компьютер *PC*-совместимый с картой для получения и обработки данных (разрешение 16 бит, *NI PCI 6031 E – National Instrument, Corp*);
- программное обеспечение для обработки данных, разработанное с использованием *Lab View – National Instrument, Corp*.

Стабилометрические параметры. На статокинограмме вычерчивается траектория центра давления стоп. Затем строится эллипс, внутри которого находится 90% траектории. Этот эллипс символизирует некоторое облако записанных положений центра давления стоп (рис. 4).

Кроме классических стабилметрических показателей в данной работе исследованы следующие параметры.

- «Длина» – регистрируется расстояние между двумя последовательными положениями центра давления стоп. Этот показатель характеризует скорость движения центра давления стоп.
- «Площадь» – площадь эллипса – отражает точность управления раскачиванием со стороны системы поддержания осанки.
- «*A-P*» – ось *A-P*; показывает амплитуду раскачивания центра давления в передне-заднем направлении (ось *x*).
- «*M-L*» – ось *M-L*; показывает амплитуду раскачивания центра давления в боковом направлении (ось *y*).
- «Отношение» – отношение *A-P / M-L*; показывает отношение амплитуд сагитальных и трансверсальных колебаний.
- « x_0 » – показывает среднее положение центра давления стоп в передне-заднем направлении.
- « y_0 » – показывает среднее положение центра давления стоп в боковом направлении.
- «*LFS*» – соответствует отношению «длины» и «площади» и позволяет оценить энергию, использованную для осуществления контроля осанки.

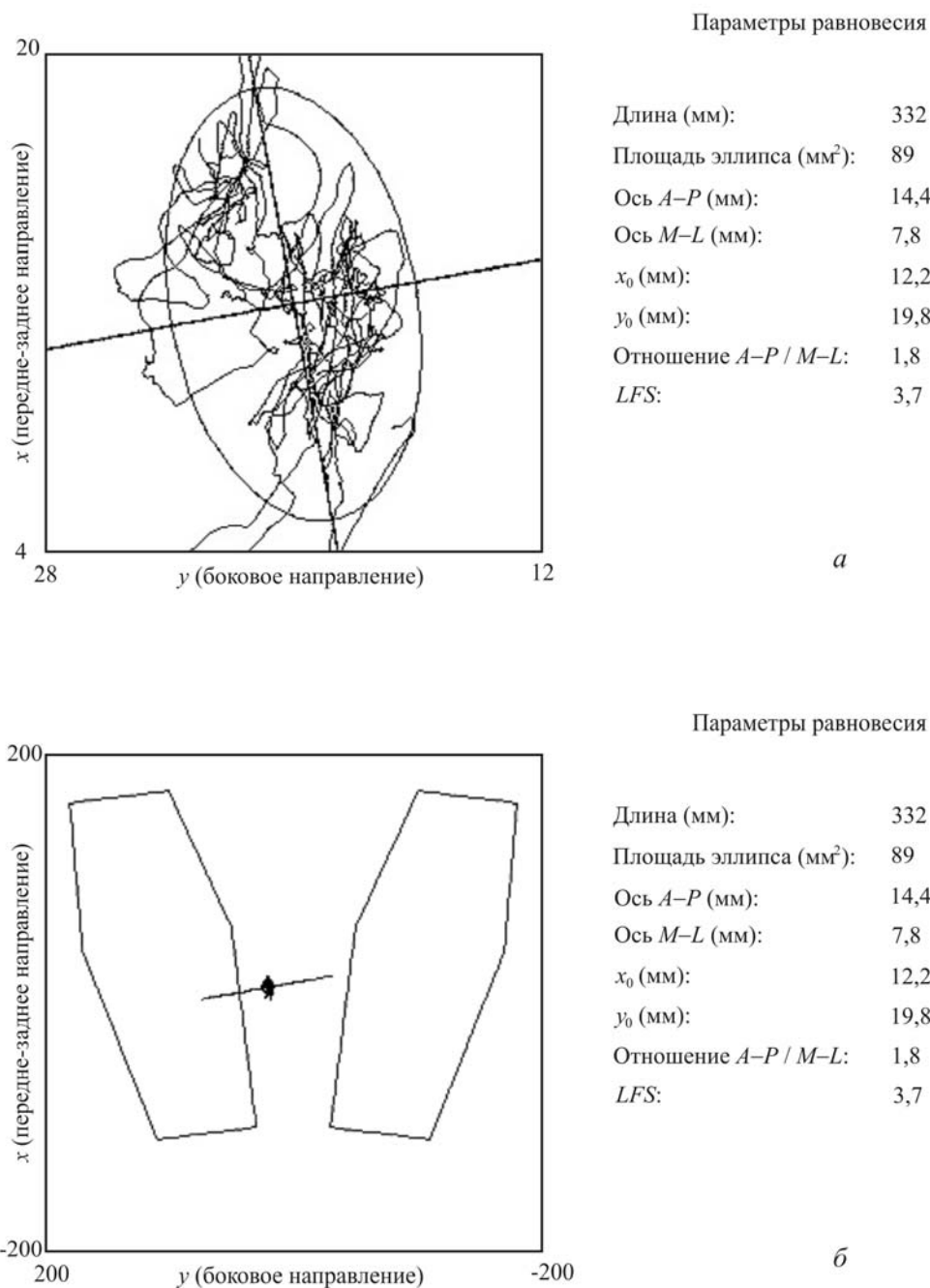


Рис. 4. Статокинограмма (а) и графическое представление центра давления стоп (б)

Условия тестирования. В предварительном исследовании [4] авторы наблюдали большую среднюю стабильность записи данных во времени. Это относится к людям, которые не носят межчелюстную шину. Подобное отмечается и в других работах [14, 28].

Зная об этом, авторы провели две последовательные записи центра давления (без шины) для каждого добровольца и вычислили среднее положение. Это сделано для того, чтобы не затягивать эксперимент, так как длительное исследование изменяет концентрацию добровольца. Среднее положение затем было использовано как отсчетная база для ортостатической позы каждого добровольца.

При проведении экспериментов добровольцы вставали на стабилометрическую платформу и делали несколько шагов, чтобы привести мышцы в тонус. Платформа

закрывалась ширмой из черной ткани шириной один метр и длиной два метра (см. рис. 3).

Во время тестирования человек – босой, стопы находятся на расстоянии 5 см друг от друга и под углом в 30° . Это положение установлено с помощью переносной рамки. Руки человека опущены вдоль туловища, он смотрит на вертикальную фосфоресцентную нить, чтобы контролировать свое положение в пространстве. Длительность каждой записи составляет 51,2 с [2].

Когда доброволец надевает одну из межчелюстных шин, проводится пять записей каждые десять минут $t_0, t_{10}, t_{20}, t_{30}, t_{40}$. Затем каждая шина носится без остановки в течение 40 минут. Во время предыдущих тестов авторы установили, что период в 40 минут достаточен для того, чтобы регистрировать изменения осанки, и не вызывает опасных изменений в височно-нижнечелюстном суставе даже для чувствительных людей.

После проведения первой серии из пяти записей добровольцам предоставлялось 15–20 мин для отдыха, после этого проводилась вторая серия из пяти записей. Число людей, которые тестировали шину Ш10, равно числу людей, тестирующих шину Ш90. Это позволило предотвратить эффект моральной или физической усталости, так как доброволец испытывал только одну шину.

Статистический метод. Невозможно установить соответствие испытуемых для всех параметров исследования при использовании теста Шапиро–Вилка – наиболее современного теста для анализа биологических параметров. Поэтому проведено статистическое исследование записанных данных для беспараметрического исследования: использован тест Вилкоксона для сравнений сдвоенных образцов.

Результаты

Записи при отсутствии шины

Две записи положения центра давления испытуемых без шины статистически не отличаются. Эти результаты, особенно по отношению к изменениям в площади, согласуются со стандартами Французской ассоциации ортопедов, принятыми среди ортопедов [2]. Последние рассматривают область статокинограммы между 40 и 210 мм² как норму.

Однако наблюдается незначительное отличие в амплитуде боковых колебаний, поэтому среднее значение амплитуды рассматривается как отсчетная величина при отсутствии шины (табл. 1).

Записи для межчелюстной шины

- Параметр «длина». Установка как одной, так и второй шины, по-видимому, не оказывают влияния на скорость движения центра давления стоп в течение сорокаминутного теста (табл. 3) Записанные данные статистически не отличаются от данных, полученных при отсутствии шины. Также нет существенного отличия данного параметра для двух шин (табл. 2).
- Параметр «площадь». Площадь статокинограммы существенно не изменяется при отсутствии и наличии шины (во время первой записи). Однако после 10 мин эксперимента с любой из шин наблюдается значительное увеличение площади по сравнению с t_0 (см. табл. 3).

При тестировании шины Ш90 площадь эллипса прогрессивно увеличивается в течение теста, а затем возвращается к исходному значению (рис. 5). Это значение после 40 мин. остается значительно больше, чем для времени t_0 или для записей без шины.

Однако, оценивая данный параметр, нельзя сделать выводы о существенном различии в осанке, вызванном ношением шины (см. табл. 2).

- Параметр «*A-P*». Вставка любой из шин мгновенно не вызывает значительных изменений в амплитуде колебаний центра давления стоп в передне-заднем направлении по сравнению с ситуацией без шины. Ношение шины Ш90 в течение 40 мин. не изменяет значение данного параметра (см. табл. 3).

Таблица 1

Среднее (СО) и среднеквадратичное (СКО) отклонение параметров

	Длина		Площадь		<i>A-P</i>		<i>M-L</i>		Отношение <i>A-P / M-L</i>		x_0		<i>LFS</i>	
	СО	СКО	СО	СКО	СО	СКО	СО	СКО	СО	СКО	СО	СКО	СО	СКО
БШ														
Тест 1	364,0	67,4	105,4	66,4	18,39	6,79	6,96	2,41	2,81	0,91	-0,80	14,66	4,50	2,07
Тест 2	353,2	56,6	111,0	63,4	17,26	5,43	7,80	2,87	2,46	1,08	-3,97	14,05	4,31	2,43
Разн. <i>p</i>	0,363		0,346		0,362		0,045		0,149		0,078		0,191	
Сред.	358,6	62,0	108,2	64,9	17,83	6,11	7,38	2,64	2,64	0,99	-2,38	14,35	4,41	2,25
Ш0														
t_0	354,1	74,3	111,7	56,3	18,43	5,41	7,64	3,14	2,73	1,38	-6,02	11,49	3,84	1,79
t_{10}	352,4	62,3	154,5	98,4	23,61	7,13	7,60	2,69	3,50	1,55	-2,35	11,79	3,00	1,31
t_{20}	348,8	63,5	132,0	52,7	20,93	4,19	7,83	2,35	2,84	0,78	-3,70	11,83	3,05	1,24
t_{30}	349,3	57,6	129,8	66,3	22,25	8,20	7,43	2,71	3,36	1,54	-4,57	14,14	3,37	1,77
t_{40}	347,9	72,2	116,2	49,0	20,31	5,00	7,28	2,52	3,12	1,32	-5,74	11,00	3,43	1,31
Ш90														
t_0	356,3	80,8	112,0	68,6	20,49	9,21	6,83	2,21	3,20	1,53	-4,23	13,06	3,96	1,60
t_{10}	342,6	66,8	150,9	84,7	21,80	7,47	8,83	3,42	2,98	1,85	-5,22	11,96	2,74	1,16
t_{20}	355,4	67,3	124,9	61,3	20,66	8,26	7,69	2,49	2,82	1,38	-4,10	12,69	3,50	1,77
t_{30}	352,0	63,7	143,9	88,6	22,16	9,03	8,23	3,97	3,22	2,17	-5,26	15,07	3,23	1,64
t_{40}	342,9	73,0	145,7	84,5	21,87	6,22	8,29	3,64	3,05	1,33	-7,98	17,26	2,98	1,15

После 10 мин. значение параметра значительно больше по сравнению со значением для теста без шины. Во время t_{10} запись колебаний в передне-заднем направлении для шины Ш0 показывает очевидное увеличение амплитуды колебаний. Этот феномен уменьшается во времени, но незначительно (рис. 6). Значения параметра «*A-P*» находятся выше, чем значения, измеренные в тесте без шины, при t_{10} и t_{30} . Однако, по мнению авторов, данный параметр не изменяется при ношении любой из шин (см. табл. 2).

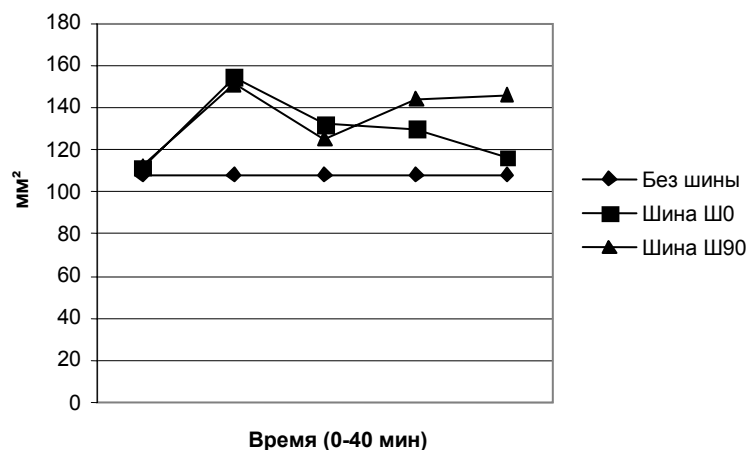


Рис. 5. Изменения площади

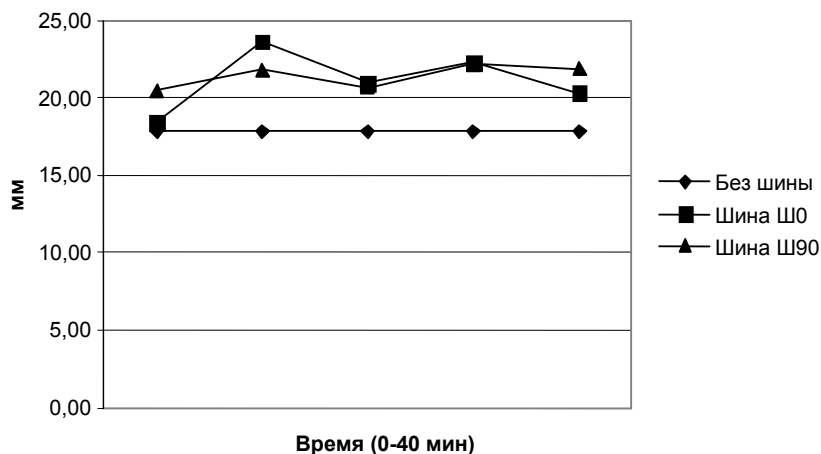


Рис. 6. Амплитуда колебаний в передне-заднем направлении

Таблица 2

Значительное отличие шин Ш0 и Ш90

Отличие показателей для Ш0 и Ш90	Длина	Площадь	A-P	M-L	Отношение A-P/M-L	x_0	LFS
t_0	0,808	0,976	0,287	0,260	0,207	0,211	0,563
t_{10}	0,661	0,627	0,171	0,078	0,140	0,162	0,385
t_{20}	0,559	0,362	0,429	0,639	0,584	0,773	0,107
t_{30}	0,903	0,709	0,903	0,494	0,867	0,831	0,661
t_{40}	0,249	0,362	0,338	0,316	1,000	0,693	0,230

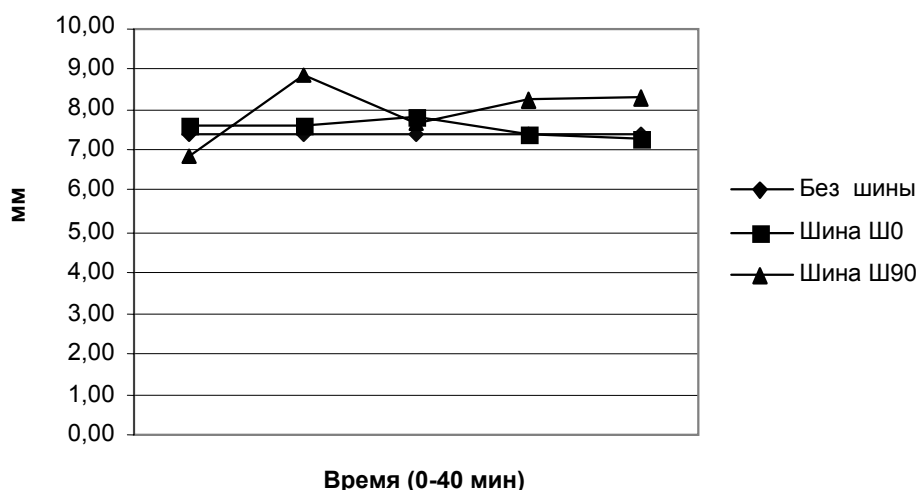


Рис. 7. Амплитуда колебаний в поперечном направлении

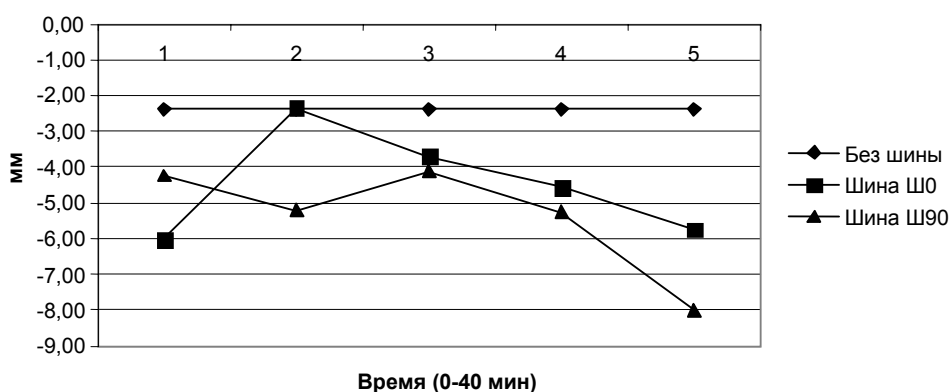


Рис. 8. Среднее положение центра давления стоп в передне-заднем направлении

- Параметр « $M-L$ ». При ношении шины Ш0 поперечные колебания центра давления стоп не отличаются от колебаний, наблюдаемых без шины, а также они не изменяются во времени. При достижении 10 минут ношение шины Ш90 вызывает значительное увеличение колебаний центра давления стоп в поперечном направлении по сравнению с временем t_0 (рис. 7). Однако различия показателей двух шин для различных записей (см. табл. 2) не наблюдается.
- Параметр «отношение». При ношении шины Ш0 этот параметр значительно увеличивается для времени t_{10} по сравнению с другими временами записи и тестами без шины (см. табл. 3). После t_{20} параметр значительно уменьшается, никаких изменений для более поздних времен записи не происходит.

Шина Ш90 не оказывает никакого влияния на изменение параметра «отношение» как во времени, так и в сравнении с результатами, полученными без шины.

- Параметр x_0 . Вставка шины Ш0 вызывает смещение среднего положения центра давления стоп от центра статокинограммы по сравнению с тестом при отсутствии шины. При t_{10} центр давления максимально отклоняется вперед, а затем двигается обратно в исходное положение в течение 40 мин. (см. табл. 3).

Установка шины Ш90 не изменяет среднее положение центра давления стоп по сравнению с результатами, полученными без шины.

Тем не менее, со временем наблюдается смещение центра давления стоп кзади (см. рис. 8), хотя статистически это смещение невелико. Поведение центра давления почти одинаково как для шины Ш0, так и для шины Ш90 (см. табл. 2).

- Параметр *LFS*. Установка шины Ш0 вызывает наиболее существенные изменения параметра *LFS* по сравнению с измерениями, сделанными без шины. Значение параметра понижается до времени t_{20} , а затем немного увеличивается (рис. 9).

Установка шины Ш90 также вызывает существенное понижение параметра *LFS* по сравнению с измерениями, сделанными без шины. Значение параметра понижается при времени t_{10} , а затем остается заметно меньшим, чем для ситуации при t_0 и ситуаций без шины (см. табл. 3).

Дискуссия

Величина смещения центра давления на первый взгляд не выявляет изменений осанки вследствие изменения окклюзии. Аналогичный вывод можно сделать касательно скорости смещения центра давления, хотя иногда наблюдается его смещение кпереди.

Установка окклюзионной шины также не оказывает особого влияния на ортостатическую осанку. При t_0 никаких изменений длины площади, $A-P$, $M-L$, *LFS* не происходит. При надевании ни одна из двух шин не провоцирует никаких значительных изменений в параметрах осанки по сравнению с тестами без шины. Однако отметим, что при ношении шины Ш0 положение центра давления стоп немного смещается кзади (см. табл. 3)

Когда шина установлена, то изменения параметров осанки начинают происходить к 10 мин. теста. Что касается шины Ш0, то наблюдается значительное увеличение области, занимаемой центром давления стоп. Это вызвано увеличением амплитуды колебаний центра в передне-заднем направлении, в то время как амплитуда поперечных колебаний не изменяется (см. табл. 1).

Вместе с указанными изменениями наблюдается смещение вперед среднего положения центра давления стоп на опорной платформе (см. рис. 4, б).

Эти три параметра изменяются одновременно и медленно возвращаются к исходным значениям. Они показывают адаптацию осанки к окклюзионным изменениям. Последствия в изменении взаимного расположения челюстей мгновенно не наблюдаются. Они могут быть заметны только через 10 мин. В течение 10 или 20 последующих минут это не оказывает влияния на движения центра давления стоп.

Увеличение колебаний в передне-заднем направлении отражает контроль осанки путем вращения вокруг оси, проходящей через лодыжки. Человек качается вокруг этой оси с целью сдвинуть центр давления и сохранить равновесие (принцип лодыжки, описанный в работе [18]).

Увеличение просвета между верхней и нижней челюстями (который вызван шиной) приводит к вытягиванию головы от позвоночника (как отмечалось во введении). Также наблюдается увеличение шейного лордоза и наклон вперед шейного отдела позвоночника [8, 23, 24]. Такие изменения характеристик осанки наблюдаются у людей с чрезмерным зазором между челюстями. При помощи нескольких акселерометров Ямабе [33] показано, что движения при открытии нижней челюсти вызывают смещение вперед позвонков С6 и Т12 и движение назад лба человека и позвонка L3, что приводит к уменьшению изгибов позвоночника.

Таблица 3

Сравнение результатов в зависимости от времени и типа межчелюстной шины

Ш0						Ш90					
Длина						Длина					
t_0	0,738	0,927	0,939	0,927	0,56	t_0	0,378	0,915	0,784	0,330	0,63
t_{10}		0,346	0,889	0,884	0,33	t_{10}		0,316	0,242	0,773	0,24
t_{20}			0,879	0,891	0,16	t_{20}			0,563	0,173	0,74
t_{30}				0,951	0,35	t_{30}				0,903	0,62
t_{40}					0,14	t_{40}					0,20
Площадь						Площадь					
t_0	0,009	0,053	0,659	0,616	0,27	t_0	0,013	0,144	0,248	0,042	0,49
t_{10}		0,394	0,280	0,121	0,018	t_{10}		0,070	0,403	0,988	0,027
t_{20}			0,903	0,181	0,063	t_{20}			0,484	0,485	0,072
t_{30}				0,475	0,094	t_{30}				0,438	0,055
t_{40}					0,14	t_{40}					0,011
A-P						A-P					
t_0	0,000	0,031	0,055	0,191	0,64	t_0	0,274	0,855	0,316	0,183	0,34
t_{10}		0,162	0,378	0,094	0,007	t_{10}		0,503	0,988	0,951	0,035
t_{20}			0,543	0,595	0,024	t_{20}			0,494	0,230	0,19
t_{30}				0,294	0,018	t_{30}				0,784	0,03
t_{40}					0,069	t_{40}					0,019
M-L						M-L					
t_0	0,846	0,424	0,715	0,715	0,61	t_0	0,010	0,048	0,045	0,058	0,44
t_{10}		0,516	0,673	0,727	0,67	t_{10}		0,144	0,287	0,903	0,06
t_{20}			0,330	0,308	0,31	t_{20}			0,670	0,399	0,36
t_{30}				0,595	0,97	t_{30}				0,639	0,23
t_{40}					0,91	t_{40}					0,19
Отношение A-P/M-L						Отношение A-P/M-L					
t_0	0,015	0,121	0,070	0,127	0,79	t_0	0,721	0,256	0,595	0,758	0,51
t_{10}		0,040	0,616	0,211	0,022	t_{10}		0,715	0,843	0,831	0,72
t_{20}			0,086	0,247	0,22	t_{20}			0,768	0,436	0,78
t_{30}				0,322	0,063	t_{30}				0,689	0,34
t_{40}					0,17	t_{40}					0,21
x_0						x_0					
t_0	0,055	0,181	0,248	0,948	0,033	t_0	0,796	0,548	0,910	0,627	0,29
t_{10}		0,378	0,248	0,097	0,73	t_{10}		0,484	0,738	0,749	0,24
t_{20}			0,386	0,260	0,83	t_{20}			0,903	0,553	0,39
t_{30}				0,465	0,27	t_{30}				0,171	0,69
t_{40}					0,11	t_{40}					0,19
LFS						LFS					
t_0	0,004	0,036	0,308	0,475	0,14	t_0	0,005	0,050	0,032	0,008	0,31
t_{10}		0,615	0,256	0,287	0,0008	t_{10}		0,011	0,224	0,306	0,00077
t_{20}			0,728	0,224	0,0028	t_{20}			0,533	0,191	0,03
t_{30}				0,693	0,024	t_{30}				0,338	0,013
t_{40}					0,025	t_{40}					0,0082

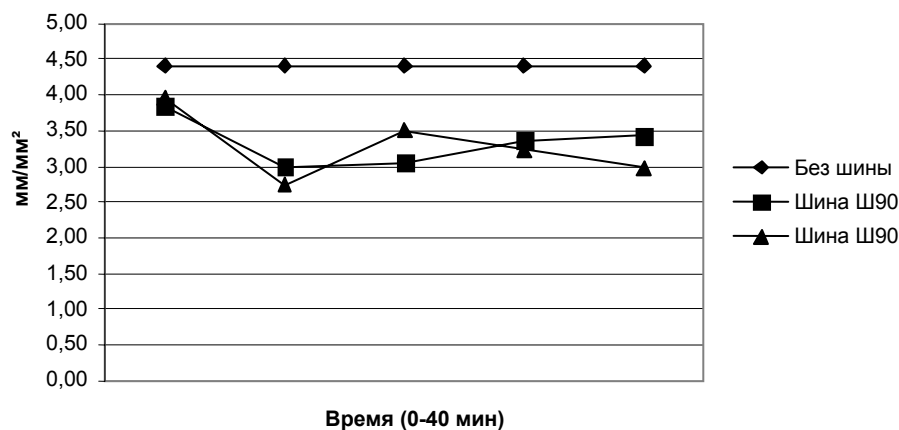


Рис. 9. Изменения параметра LFS

Туловище и шея человека начинают двигаться, чтобы сохранить баланс головы, что вызывает натяжение в 50% от амплитуды щечного открытия [11]. Уменьшение изгибов позвоночника, в частности поясничного лордоза, часто связано с уменьшением крестцового наклона (наклон кзади таза), а также с уменьшением саггитального наклона позвонка Т9 [10]. Все это вызывает смещение позвоночника вперед по сравнению с бедренным суставом.

Линия гравитации, используя поясничные позвонки как плечо [22], сдвигается тогда вперед, что может объяснить смещение центра давления стоп на опорной платформе кпереди.

Однако это изменение осанки является временным (t_{10}) при исследовании шины Ш0.

Что касается шины Ш90, то площадь статокينوграммы остается большой в течение 40 мин. после установки шины. Для значений, записанных в момент времени t_{40} , для обеих шин нет статистического отличия. Однако при t_{40} значения, записанные для шины Ш90, значительно больше, чем значения, записанные без шины. Адаптация осанки для шины Ш90 так и не реализуется после 40 мин. теста (см. табл. 1 и 3).

Амплитуды саггитальных колебаний для времени t_{10} больше, чем в ситуации без шины. Однако записи для шины Ш90 не изменяются во времени. Изменения частично проявляются при записи площади статокينوграммы.

Ношение шины Ш90 не вызывает изменений в поперечных колебаниях. Однако, в течение 40 мин. теста с шиной Ш90 амплитуда колебаний существенно увеличивается.

Это показывает, что адаптация осанки достигается за счет тазобедренного сустава [18], что также означает необходимость движения вперед центра масс, а не только центра давления стоп. Эти движения позволяют сохранить ортостатический баланс при смещении нижней челюсти вперед, что составляет другой способ адаптации. Все указанные явления важны для нарушений окклюзии. Этот эффект усугубляется увеличением среднеквадратичного отклонения большинства параметров для шины Ш90 (см. табл. 1).

Реакция на установку этой шины может изменяться в зависимости от индивидуальных особенностей осанки добровольца и его лицевой топологии. Количество добровольцев, принявших участие в данном исследовании, недостаточно, чтобы делать выводы по данному вопросу.

Установка шины Ш90 постепенно приводит к смещению положения центра давления стоп назад, хотя это смещение статистически незначительно. В любом случае среднее смещение центра давления, очевидно, будет происходить назад.

Нижнечелюстная прогнатия, которая симулировалась установкой шин Ш90, приводит к смещению вперед подъязычной кости, а также дыхательных путей и пищевода [1]. У такой категории людей часто отмечается компенсаторный наклон назад шейного отдела позвоночника [7, 12], так же как и уменьшение шейного лордоза ($p < 0,001$) [9].

Согласно работе [5] у людей, имеющих сдвиг нижней челюсти вперед, голова и лопатки смещены кзади. В работе [19] показано, что прогнатия, или смещение вперед нижней челюсти, вызывает такую осанку, в которой туловище отклонено назад и центр давления стоп также смещен кзади. Такие же эффекты авторы наблюдали в данном исследовании.

Изменения осанки во времени также характеризовалось изменением параметра *LFS*. При установке шины через 10 мин. этот параметр существенно уменьшался. Это уменьшение проходит в первые 20 мин. для шины Ш0, а затем значение параметра возвращается к начальному. Для шины Ш90 этот параметр постоянно уменьшается в течение 40 минут теста.

Поскольку средняя скорость смещения центра давления стоп (длина / время) не изменяется в течение различных записей, а точность управления колебаниями уменьшается, наблюдается глобальное уменьшение параметра *LFS*. Поэтому анализ энергии, используемой добровольцем для сохранения баланса, не настолько важен. Во время записи, по-видимому, доброволец не прикладывает больших усилий, чтобы противостоять изменениям, вызванным установкой шины, в частности шины Ш90.

Выводы

Результаты исследования авторов показали, что нарушения окклюзии значительно понижают контроль осанки.

Шина, сдвигающая нижнюю челюсть вперед, вызывает увеличение амплитуды колебаний центра давления стоп в передне-заднем и поперечном направлениях, а также колебания центра масс тела.

После 40 мин. добровольцы адаптируются к небольшому нарушению окклюзии, так как используемые в исследовании шины малы по сравнению с шинами, применяемыми для лечения окклюзии.

Желательно провести исследования для более долгого периода, но это невозможно. Если здоровые люди будут носить шину, нарушающую окклюзию, в течение длительного времени, то могут произойти нежелательные изменения височно-нижнечелюстного сустава, что и произошло с одним из добровольцев.

Однако для этого исследования в течение более долгого периода можно привлечь пациентов, имеющих смещение нижней челюсти, для лечения которого применяются аналогичные шины.

Тот факт, что центр давления стоп смещается назад при использовании шины Ш90, отражает реорганизацию изгибов позвоночника, а также изменения активности мышечных групп, удерживающих ортостатическую осанку.

Необходимо провести электромиографическое исследование, чтобы определить активность и локализацию мышц, принимающих участие в поддержании осанки.

Нельзя отрицать, что смещение нижней челюсти можно лечить ортопедически, используя межчелюстные шины, что также касается скелетного и функционального

балансов лица. По-прежнему нельзя не учитывать возможность возникновения осложнений при использовании подобных приспособлений, в частности для пациентов, имеющих начальный дисбаланс осанки.

Благодарности

Авторы выражают благодарность двадцати пяти добровольцам за интерес к исследованию и за их большой вклад в работу.

Список литературы

1. *Adamidis, I.P.* Hyoid bone position and orientation in Class I and Class III malocclusions / I.P. Adamidis, M.N. Spyropoulos // *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.* – 1992. – Vol. 101, No. 4. – P. 308–312.
2. *Association Française de Posturologie.* Normes 85 / Ed. Association Posture et Equilibre // 1985. – Champigny.
3. *Bazert, C.* Contrôle vertical et différents appareillages orthopédiques. Les activateurs / C. Bazert, A. Rzdakiewicz // *Orthod. Fr.* – 2003. – Vol. 74, No. 3. – P. 387–398.
4. *Bazert, C.* Mandibular protrusion: its influence on static balance / C. Bazert, M. Mesnard, J. Morlier, M.J. Boileau, A. Ballu, M. Cid // *Congrès de la Société Française de Biomécanique.* – 2007. – Lyon.
5. *Bricot, B.* La reprogrammation posturale globale / B. Bricot // Ed. Sauramps médical. Montpellier – 1996.
6. *Chessa, G.* Stabilometria e disturbi cranio-cervico-mandibolari / G. Chessa, S. Capobianco, V. Lai // *Minerva stomatol.* – 2002. – Vol. 51. – P. 162–171.
7. *Cole, S.C.* Natural head position, posture, and prognathism : the Chapman prize essay / S.C. Cole // *British J. Orthod.* – 1988. – Vol. 15. – P. 227–239.
8. *Daly, P.* Postural response of the head to bite opening in adult males / P. Daly, C.B. Preston, W.G. Evans // *Am. J. Orthod.* – 1982. – Vol. 82. – P. 157–160.
9. *D’Attilio, M.* Evaluation of cervical posture of children in skeletal class I, II and III. / M. d’Attilio, S. Capurso, E. Epifania, F. Festa, S. Tecco // *Cranio.* – 2005. – Vol. 23, No. 3. – P. 219–228.
10. *Duval-Beaupère, G.* Composante sagittale de la statique rachidienne / G. Duval-Beaupère, J. Legaye // *Rev. Rhum.* – 2004. – Vol. 71. – P. 105–119.
11. *Eriksson, P.O.* Concomitant mandibular and head-neck movements during jaw opening-closing in man / P.O. Eriksson, H. Zafar, E. Nordh // *J. of Oral Rehabilitation.* – 1998. – Vol. 25. – P. 859–870.
12. *Festa, F.* Studio in vivo degli effetti del basculamento orizzontale della mandibola sulla colonna vertebrale mediante monitorizzazione radiografica / F. Festa, M. D’Attilio, F. Vecchiet // *Ortognat. It.* – 1997. – Vol. 6 – P. 539–50.
13. *Forgione, A.G.* Strength and bite, part II : testing isometric strength using a MORA set to a functional criterion / A.G. Forgione, N.R. Mehta, C.F. McQuade, W.L. Westcott // *J. of Craniomandib. Pract.* – 1991. – Vol. 10. – P. 13–20.
14. *Gagey, P.M.* Posturologie : régulation et dérèglement de la station debout / P.M. Gagey, B. Weber // Ed. Masson. Paris. – 1999. – 165 p.
15. *Huggare, J.* Associations between head posture and dental occlusion / J. Huggare, E. Harkness // *J. Dental Research.* – 1993. – Vol. 72. – P. 255–265.
16. *Leitao, P.* Relationships of natural head position to craniofacial morphology / P. Leitao, R.S. Nanda // *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.* – 2000. – Vol. 117, No. 4. – P. 406–417.
17. *Moya, H.* Influence of stabilization occlusal splint on craniocervical relationships. Part I : Cephalometric analysis / H. Moya, R. Miralles, C. Zuniga, R. Carvajal, M. Rocabado, H. Santander // *J. Craniomandibular Pract.* – 1994. – Vol. 12. – P. 47–51.
18. *Nasher, L.M.* The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis / L.M. Nasher, G. Mc Collum // *Behavioral and Brain Sciences.* – 1985. – Vol. 8. – P.135–137.
19. *Nobili, A.* Relationship between posture and occlusion: a clinical and experimental investigation / A. Nobili, R. Adversi // *Cranio.* – 1996. – Vol. 14, No. 4. – P. 274–285.
20. *Özbek, M.M.* Natural cervical inclination and craniofacial structure / M.M. Özbek, A. Koklü // *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.* – 1993. – Vol. 104, No. 6. – P. 584–591.

21. *Phillips, C.* The effect of orthognatic surgery on head posture / C. Phillips, M.D. Snow, T.A. Turvey, W.R. Proffits // *Eur. J. Orthod.* – 1991. – Vol. 13. – P. 397–403.
22. *Roussely, P.* Geometrical and mechanical analysis of lumbar lordosis in an asymptomatic population: proposed classification / P. Roussely, E. Berthonnaud, J. Dimnet // *Rev. Chir. Orthop. Repara. Appar. Mot.* – 2003. – Vol. 89, No. 7. – P. 632–639.
23. *Salonen, M.A.* Head and cervical spine postures in complete denture wearers / M.A. Salonen, A.M. Raustia, J. Huggare // *J. Craniomandibular Pract.* – 1993. – Vol. 11. – P. 30–33.
24. *Santander, H.* Influence of stabilization occlusal splint on craniocervical relationships. Part II: electromyographic analysis / H. Santander, R. Miralles, A. Jimenez, C. Zuniga, M. Rocabado, H. Moya // *J. Craniomandibular Practice.* – 1994. – Vol. 12. – P. 227–239.
25. *Sforza, C.* Occlusion, sternocleidomastoid muscle activity, and body sway: a pilot study in male astronauts / C. Sforza, G.M. Tartaglia, U. Solimene, V. Morgun, R.R. Kaspranskiy, V.F. Ferrario // *Cranio.* – 2006. – Vol. 24, No. 1. – P. 43–49.
26. *Solow, B.* Head posture and craniofacial morphology / B. Solow, A. Tallgren // *Am. J. Phys Anthropol.* – 1976. – Vol. 44, No. 3. – P. 417–435.
27. *Solow, B.* Cranio-cervical posture : a factor in the development and function of the dentofacial structures / B.Solow, A. Sandham // *Eur. J. Orthod.* – 2002 – Vol. 24, No. 5. – P. 447–456.
28. *Tarantola, J.* Human stance stability improves with the repetition of the task : effect of foot position and visual condition / J. Tarantola, A. Nardone, E. Tacchini, M. Schieppati // *Neurosci. Lett.* – 1997 – Vol. 228, No. 2. – P. 75–78.
29. *Valentino, B.* Functional relationship between the muscles of mastication and the muscles of the leg. An electromyographic study / B. Valentino, F. Melito // *Surg. Radiol. Anat.* – 1991. – Vol. 13. – P. 33–37.
30. *Valentino, B.* Correlation between interdental occlusal plane and plantar arches. An EMG study / B. Valentino, F. Melito, B. Aldi, T. Valentino // *Bull. Group. Int. Rech. Sci. Stomatol. Odontol.* – 2002. – Vol. 44. – P. 10–13.
31. *Valk, J.W.* The biomechanical effects of a sagittal split ramus osteotomy on the relationship of the mandible, the hyoid bone, and the cervical spine / J.W. Valk, A.J. Zonnenberg, C.J. Van Maanen, O.G. Van Wonderen // *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.* – 1992. – Vol. 102, No. 2. – P. 99–108.
32. *Wang, K.* Influence on isometric muscle contraction during shoulder abduction by changing occlusal situation / K. Wang, T. Ueno, H. Taniguchi, T. Ohyama // *Bull. Tokyo Med. Dent. Univ.* – 1996. – Vol. 43. – P. 1–12.
33. *Yamabe, Y.* Head, neck and trunk movements accompanying jaw tapping / Y. Yamabe, R. Yamashita, H. Fujii // *J. of Oral Rehabilitation.* – 1999. – Vol. 26. – P. 900–905.

A STABILOMETRIC ASSESSMENT OF THE MANDIBLE PROPULSION INFLUENCE ON THE GENERAL POSTURE

**C. Bazert, M. Mesnard, J. Morlier, M. Aoun, M. Sampeur, M.J. Boileau, M. Cid
(Bordeaux, France)**

The aim of this study is to assess the postural impact of the wearing of a mandibular propulsion splint. Three occlusal situations are analysed: without any splint (interposed) (WS), with a 2.5 mm thick splint between the jaws which does not propel the mandible (Sp0), with a 2.5 mm thick splint which provides 90% of the maximal mandibular advancement (Sp90). The postural analysis is carried out on a stabilometric platform that records the swaying of the centre of foot pressure for a given time (40 minutes). It reveals that after 10 minutes of wearing the Sp0 splint induces a significant enhancement of the area described by the centre of foot pressure. This leads to a less accurate control of the posture, particularly in the antero-posterior direction. A more anterior position of the centre of foot pressure is also associated with this postural modification. It is only true after 10 minutes and lessens afterwards. With the Sp90 splint, the same phenomenon takes place as regards the centre of foot pressure, together with greater amplitude of the antero-posterior and medio-lateral swayings. The experiments reveal the shifting of the centre of mass to maintain the orthostatic

balance. A more posterior position of the centre of foot pressure goes with this postural modification, which is not solved at the end of the test. The protrusive splint seems to have an important impact on the general posture that must be taken into account in the medical therapeutics using this process.

Key words: mandibular protrusion, occlusal splint, six-component dynamometer, foot centre of pressure, centre of mass, gravity line.

Получено 30 января 2008