

TRACCION CERVICAL PARA CONTROLAR LAS DEFLEXIONES Y MOMENTOS ROTACIONALES *

JOSE MIGUEL RAMIREZ R.**

CONTROL DEL MOVIMIENTO MOLAR DURANTE LA TERAPIA CON TRACCION CERVICAL

PALABRAS CLAVES: *Tracción cervical, momentos, control, eficiencia.*

INTRODUCCION Y REVISION BIBLIOGRAFICA

El diseño de la tracción cervical convencional evolucionó por más de medio siglo a través de la experimentación clínica. A partir de los años 50 se comenzó a estudiar su funcionamiento con el fin de mejorar algunas deficiencias y controlar algunos movimientos; pero conviviendo aún con muchos efectos indeseables presentes en las tracciones aplicadas en nuestros días. Estas fallas son debidas a la imposibilidad de controlar las fuerzas por causas intrínsecas a su mismo diseño.

Desde la concepción de los extraorales en el siglo pasado con Kneisel, Schawge, Kingsley, Case y Angle entre otros, se utilizó la aparatología buscando objetivos clínicos y realizando modificaciones y diseños adaptables a cada caso (Tenenbaum, 1968).

A partir de 1939 Oppenheim le dio un nuevo impulso a los extraorales, pero sólo hasta 1957 se comenzó a estudiar el comportamiento mecánico de esta aparatología (Goul 1957).

Se observó a partir de este momento el comportamiento de los sistemas de fuerzas producidos por este aparato y se hicieron los primeros estudios por métodos analíticos y experimentales.

Haack y Weintein usaron un análisis de la tracción cervical basados en un equilibrio de fuerzas, pero asumiendo una completa rigidez del sistema (Haack y Weinstein, 1958).

* Investigación para optar al título en especialización en Odontopediatría Clínica y Ortodoncia Preventiva, en el Instituto de Ciencias de la Salud.

** Odontólogo, Colegio Odontológico Colombiano.
Asesor: Dr. Iván Darío Jiménez V.

Hershey y colaboradores, realizaron experimentalmente un estudio que se limitó a describir las fuerzas que actúan sobre un tubo del molar con tracciones asimétricas y simétricas en el plano sagital. No hubo ninguna medición ni descripción de los momentos presentes en la aplicación (Hershey y Col. 1981).

Koenig posteriormente hizo un estudio más detallado de las tracciones convencionales con el fin de medir aproximadamente los momentos y deflexiones producidos al usar una tracción cervical, haciendo diferentes configuraciones del arco externo de la tracción convencional.

Con la realización de este estudio se busca lograr resultados, controlando la dirección de las fuerzas aplicadas y presentar un diseño mejorado con el fin de eliminar efectos indeseables e incontrolables en un alto porcentaje con la tracción convencional.

MATERIALES Y METODOS

Para describir los materiales y métodos del estudio se hará un resumen inicial del análisis mecánico de la tracción convencional y las modificaciones introducidas con el nuevo aparato, y posteriormente describiremos el estudio clínico realizado.

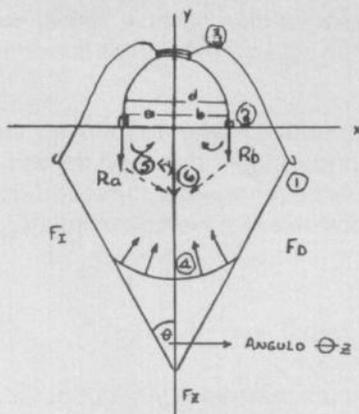
A. ANALISIS MECANICO

Basados en los estudios encontrados como el de Haack en 1958, Hershey, 1981, Koenig 1981 y otros, se realizó un análisis del comportamiento dinámico de las fuerzas desde un punto de vista mecánico y se concluyó, que al aplicar la fuerza en el aparato convencional, hay innumerables puntos de dispersión de fuerzas en todos los planos y la conformación de movimientos rotacionales, lo cual torna el aparato en un dispositivo inestable e impredecible.

Es así como haciendo un análisis cuantitativo de las fuerzas reales presentes en una tracción cervical en el plano horizontal vemos: Ver figura 1

- F_z = Fuerza resultante total Z
 F_i = Componente de fuerza izquierda
 F_d = Componente de fuerza derecha
 θ = Angulo resultante entre la componente derecha (F_d) o izquierda (F_i) y el eje Y.
 a = Distancia entre punto de aplicación (Molar) y eje Y.
 b = Distancia entre punto de aplicación (Molar) y eje Y.
 R_a y R_b = Resultantes de fuerza distal en el punto de aplicación.

FIGURA 1
ANALISIS DE FUERZAS EN TRACCION EXTRAORAL



Puntos de principal dispersión de fuerzas en el plano horizontal

Punto o FRd - i

- F_z Fuerzas aplicadas con sus resultantes, no modificadas.
 1. Punto de deflexión principal (aplicación de fuerzas)
 2. Punto de deflexión secundario (resultante de dirección y magnitud de fuerza)
 3. Punto de máxima resistencia y principal pérdida de fuerza traccional.
 4. Punto de dispersión de fuerzas por diversos sitios de aplicación directa.
 5 y 6 Sitios de localización de momentos y movimientos rotacionales más evidentes.

Asumiendo que el resorte no pierde ninguna fuerza en su punto de aplicación en la nuca, podemos ver que:

$$F_z = (F_i + F_d) \cos \theta_z$$

Lo cual sería la fuerza resultante

$$F_y = (F_z) (\cos \theta)$$

Porque θ es el ángulo resultante formado por la fuerza en dirección Z (F_z) con la componente lateral de fuerza (F_i o F_d):

$$\implies R_a = \frac{(F_y) (b)}{(a + b)}$$

Por lo tanto:

$$R_b = \frac{(F_y) (a)}{(a + b)}$$

Así podemos hallar la fuerza resultante o valor real de Z.

Si le damos valores supuestos en una aplicación simétrica:

$$\begin{aligned}
 d &= 46 \text{ mm} & d &= a + b \text{ así como} \\
 a &= 23 \text{ mm} & a &= d - b \text{ y } b = d - a \\
 b &= 23 \text{ mm}
 \end{aligned}$$

Y tomamos un valor de $\theta = 38^\circ$ con una fuerza de 400 gr.

$$\implies R_a = \frac{(f_y) (b)}{a + b} \implies R_a = \frac{(f_y) (23)}{46}$$

$$\begin{aligned}
 \implies f_z &= (f_d + f_i) \cos \theta_z \\
 f_z &= (200 + 200) \cos \theta_z \\
 f_z &= (200 + 200) \cos 38^\circ \\
 f_z &= (400) (0,78) \\
 f_z &= 315,2
 \end{aligned}$$

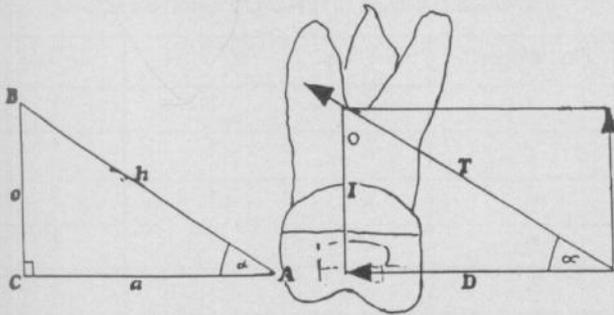
Esto demuestra la pérdida de fuerza en un sólo punto de aplicación por la dispersión vectorial de fuerzas.

Así mismo se encuentran puntos de dispersión evidentes en los sitios descritos en la figura 1.

Además, podemos concluir que no es posible manipular la dirección de las fuerzas hacia el centro de resistencia por la misma inestabilidad del aparato en el momento de su activación, lo cual le quita validez al uso del centro de resistencia, como referencia de la dirección del arco externo como punto de fuerza principal. Ver figura 2.

FIGURA 2

PLANO SAGITAL ENTRE LA POSICION DEL MOLAR Y LA INCIDENCIA DEL ARCO EXTERNO



Dirección de fuerza del arco externo sobre el centro de resistencia teórico del molar.

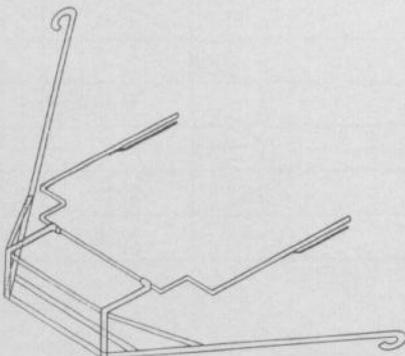
Otro punto importante es la gran cantidad de fuerzas expansivas y compresivas desarrolladas a partir de la conformación inicial del arco interno y externo cuyo comportamiento mecánico no es predecible al igual que la resistencia del molar de anclaje.

Además de estos efectos descritos en los tres planos, igualmente surgen movimientos compuestos del molar, creados por fuerzas conformadas al unirse fuerzas de diferente dirección no antagónicas paralelas, denominadas par o porque van a resultar en momentos rotacionales, complejos en más de un plano (Ej. movimiento disto lingual).

DISEÑO DEL APARATO PROPUESTO

Una vez analizado el aparato convencional, se busca diseñar un aparato que controle los movimientos indeseables y disminuir la dispersión de fuerzas. Figura 3.

FIGURA 3
VISTA TRIDIMENSIONAL DEL APARATO DISEÑADO



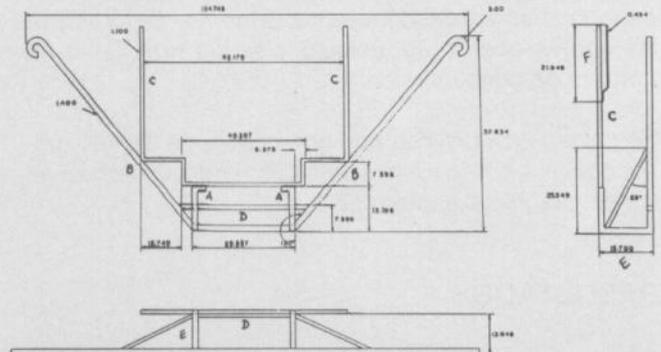
Se diseñó un aparato con las siguientes características: Figura 4.

La figura 4 muestra en detalle los componentes:

- A. Punto de unión entre arco externo e interno con dos puntos independientes de soldadura, se busca un componente distal único de fuerza.
- B. Arco externo con deflexión controlada que no permite influencia sobre el arco interno.
- C. Configuración de arco interno con fuerzas dirigidas perpendicularmente al eje del molar y con distancia intermolar medida en cada paciente para evitar su alteración.
- D. Bloqueo de torque para evitar deformación evidente del arco externo.
- E. Descenso del arco externo a la misma altura de aplicación del elástico para disminuir momentos en planos sagital y horizontal.
- F. Dispositivo de anclaje doble en el tubo molar para evitar momento rotacional en sentido mesiobucal y vestibulo-lingual. Además se desplaza el centro de resistencia asegurando incidencia de la fuerza con más efectividad.

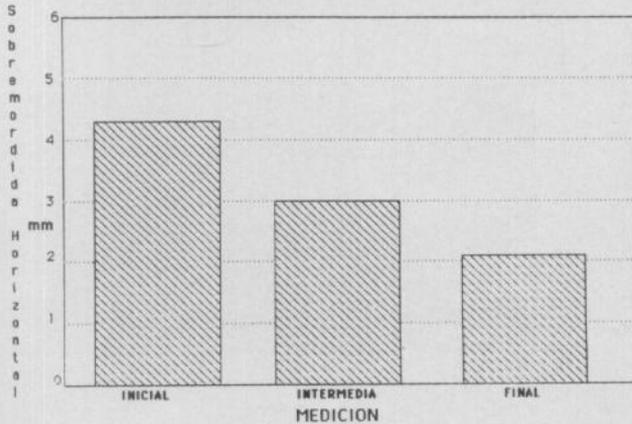
FIGURA 4

VISTA LATERAL, FRONTAL Y SUPERIOR



GRAFICA 1

PROMEDIO Y DESVIACION ESTANDAR DE LA SOBREMORDIDA HORIZONTAL EN PACIENTES QUE USARON TRACCION CERVICAL MODIFICADA.



- Sobremordida vertical: hubo cambio evidente en la sobremordida en los pacientes del estudio: pasaron de un X inicial de 55% a 38% y DS inicial de 26.07% a 9.83%.

TABLA 3

SOBREMORDIDA VERTICAL (OBSERVACION CLINICA)

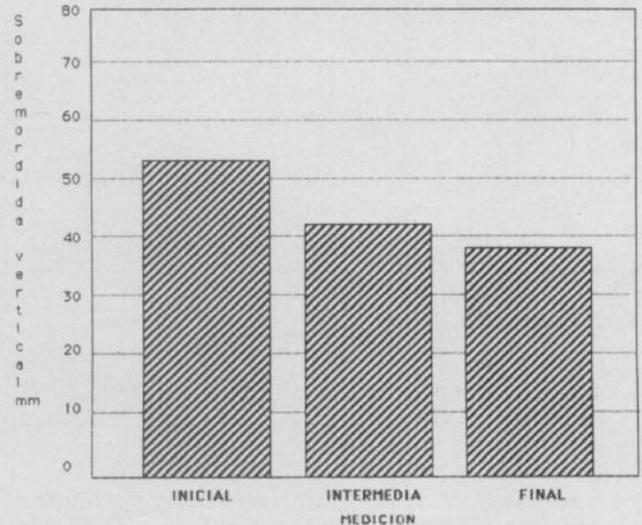
Variación en la sobremordida vertical en porcentaje durante el uso de la tracción modificada.

Pacientes	0 Días	45 Días	90 Días
1	30%	30%	30%
2	35%	30%	30%
3	85%	50%	50%
4	30%	30%	30%
5	80%	50%	40%
6	70%	70%	50%
X	55%	43.3%	38.3%
DS	26.07%	16.32%	9.83%

Ver Gráfica 2

GRAFICA 2

PROMEDIO Y DESVIACION ESTANDAR DE LA SOBREMORDIDA VERTICAL EN PACIENTES QUE USARON TRACCION CERVICAL MODIFICADA



- Longitud de Arco: hubo variación real aunque no tan evidente en todos los pacientes pasando de X inicial de 30.03 a 30.46 y DS inicial de 3.80 a 3.15

TABLA 4

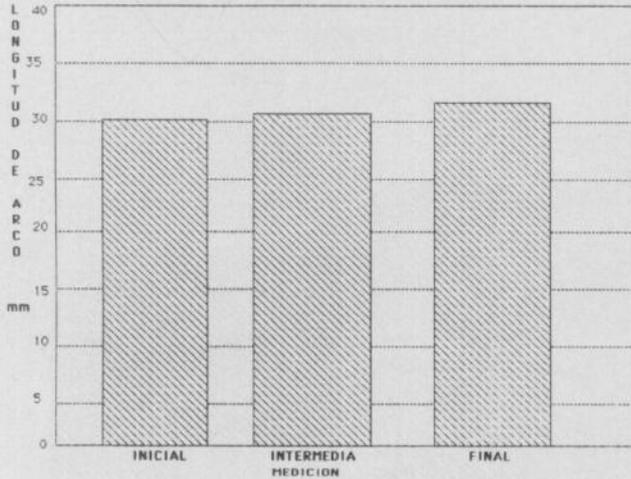
LONGITUD DEL ARCO (SOBRE VARIACION EN LA LONGITUD DE ARCO EN MILIMETROS DURANTE EL USO DE LA TRACCION MODIFICADA)

Pacientes	0 Días	45 Días	90 Días
1	30.8	31.1	31.7
2	34	34.7	34.9
3	26	26.8	27.9
4	26	26.6	27
5	28.9	30.2	30.8
6	34.8	34.6	35.5
X	30.03	30.71	30.46
DS	3.6077	3.576	3.15

Ver Gráfica 3

GRAFICA 3

PROMEDIO Y DESVIACION ESTANDAR EN LA LONGITUD DE ARCO DURANTE EL USO DE TRACCION CERVICAL MODIFICADA



- Perímetro de arco: variación visible pero variable. En algunos aumentó y en otros disminuyó por diferente reacción al tratamiento.

TABLA 5

PERIMETRO DE ARCO

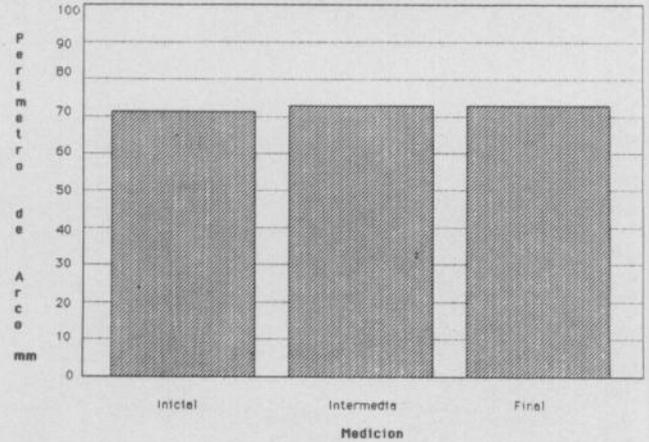
Variación en el perímetro de arco en milímetros durante el uso de la tracción modificada.

Pacientes	0 Días	45 Días	90 Días
1	72.2	72.6	72.7
2	80	80.9	81.2
3	64.6	65.8	66.7
4	64.3	63.4	63.4
5	69.6	71.7	72.1
6	80.3	80.4	81.0
X	71.83	72.46	71.22
DS	7.10	7.22	6.76

Ver Gráfica 4

GRAFICA 4

PROMEDIO Y DESVIACION ESTANDAR EN EL PERIMETRO DE ARCO EN PACIENTES QUE USARON TRACCION CERVICAL MODIFICADA.



- Distancia intermolar: se presentó muy estable, el cual era el resultado esperado presentando una distancia X inicial de 49.11 y final de 49.14 y una DS de 3.73 inicial y 3.75 final.

TABLA 6

DISTANCIA INTERMOLAR

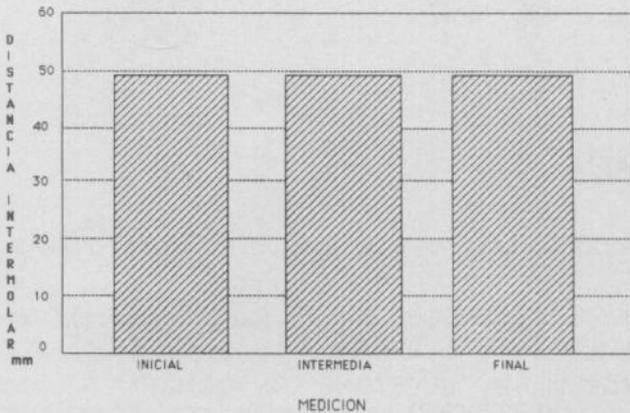
Cuadro de variación de la distancia intermolar en milímetros durante las tres etapas de aplicación de la tracción modificada.

Pacientes	0 Días	45 Días	90 Días
1	46.8	46.7	46.8
2	52.3	52.7	52.7
3	49.5	49.5	49.5
4	44.3	44.3	44.3
5	47.4	47.4	47.4
6	54.4	54.4	54.3
X	49.11	49.16	48.14
DS	3.73	3.81	3.75

Ver Gráfica 5

GRAFICA 5

PROMEDIO Y DESVIACION EN DISTANCIA INTERMOLAR DURANTE EL USO DE TRACCION CERVICAL MODIFICADA



- Angulación molar: se presentó variación evidente en la primera etapa del estudio, pero con una estabilización entre la segunda y tercera medición en todos los pacientes.

TABLA 7

ANGULACION MOLAR (OBSERVACION RADIOGRAFICA)

Cuadro de variación de la angulación molar en las tres etapas de observación con la tracción modificada.

Pacientes	0 Días	45 Días	90 Días
1	97	92	92
2	98.5	102	102
3	91	93	94
4	97	97	98
5	90	92	91.5
6	97	103	103
X	95.03	96.5	96.75
DS	3.61	5.0	5.01

CONCLUSION DE LOS RESULTADOS

Los puntos anteriormente presentados demuestran que la tracción produjo un resultado terapéutico exitoso en un muy corto período de tiempo.

DISCUSION

El propósito de la investigación fue diseñar un aparato que controlara la dispersión de fuerzas existentes en el aparato convencional a causa de la deflexión y los momentos presentes durante su aplicación.

Los resultados muestran que al conservar la distancia intermolar estable en muy alto porcentaje, se están controlando dos de los momentos más indeseables, en la aplicación del extraoral (ver gráfica 5 y tabla 4). Estos son los movimientos bucolingual y distolingual. Este resultado es debido al diseño del arco interno y al dispositivo de anclaje con utilización del doble tubo molar.

Además, se comprobó que no hay deformación del arco interno al aplicar la fuerza debido muy probablemente al sistema de amortiguación diseñado para tal fin en la unión del arco externo y el interno que permite una dirección de fuerza exclusivamente distal al molar.

Es importante anotar la inclinación y posterior estabilización del movimiento del molar entre la primera y segunda etapas del estudio (ver tabla 5), lo que da la impresión de una estabilidad del aparato al ubicar en la misma dirección la fuerza distal originada por el elástico y la reacción del molar de anclaje.

Aunque estos resultados y otros, probablemente no percibidos por fallas en el disco del estudio, puedan indicar pequeños cambios actuales, no se puede descartar que el efecto aditivo de todas las variables pueda resultar en cambios muy significativos clínicamente.

Resumiendo se puede observar que con este diseño con fuerzas de 400 grs. se pueden producir efectos dento-alveolares importantes por la baja dispersión de fuerzas, que aumentará su eficiencia en cuanto a fuerza aplicada y control de movimiento.

En cuanto a cambios esqueléticos, se suponen importantes, por cuanto los cambios producidos en sobremordida vertical y horizontal fueron evidentes, lo cual ameritaría un estudio con un diseño más profundo, con muestra mayor y análisis cefalométrico y clínico más importante.

CONCLUSIONES

- Se puede aumentar la eficiencia con menor fuerza aplicada logrando buenos resultados en menor tiempo.
- Al eliminar la deflexión y los momentos se logra mayor control de movimiento final.
- Es posible, con un buen diseño de aparatología, manipular las fuerzas y direcciones de ellas buscando resultados clínicos específicos.

BIBLIOGRAFIA

- AMADO, J., CHAVARRIAGA, M., ESTRADA, A. Y URIBE, L. Análisis Cefalométrico en Niños con Dentición Mixta entre 8 y 12 años de edad del Valle de Aburrá CES, Medellín. Tesis para optar al título de Odontólogos, 1988.
- AYALA, C., ALBA, J. CAPUTO, A. and CHACONAS, S. Canine Retraction With J. Hook Headgear AM. J. Orthod. 78:538-547, 1990.
- BLUEHER, W. Cephalometric Analisis of Treatment with Cervical Anchorage, Angle Orthod. 29: 45-53, 1959.
- BOTERO, B. Fuerzas Extraorales y sus Implicaciones. Temas Odontológicos. 14:1 - 44, 1976.
- CLADWELL, S., HYMAS, A. and TIMM, T. Maxillary Traction Splint A Cephalometric Evaluation. AM. J. Orthod. 85: 376-374, 1984.
- GIANELLY, A. Mandibular Cervical Traction In The Treatment of Class I Malocclusions. AM. J. Orthod. 60: 257-263, 1971.
- GOULD, E. Mechanical Principles in Extraoral Anchorage Am. J. Orthod. 43: 319-333, 1957.
- GREENSPAN, R. Reference Charts for Controlled Extraoral Force Application to Maxillary Molars. AM. J. Orthod. 58: 486-491, 1970.
- HAACK, D. and WEINSTEIN, S. The Mechanics of Centric and Eccentric Cervical Traction. AM. J. Orthod. 44: 347-357, 1958.
- HAACK, D. and WEINSTEIN, S. The Science of Mechanics and its Importance to Analisis and Research in the Field of Orthodontics. AM. J. Orthod. 49: 331-344, 1963.
- HERSHEY, H., HOUGHTON, CW. and BURSTONE, C. Unilateral Face-Bows. a Theoretical and Laboratory Analisis. AM. J. Orthod. 79: 229-249, 1981.
- JACOBSON, A. A. Key to Understanding br Extraoral Forces AM. J. Orthod. 75: 361-386, 1979.
- JOFFE, L. and JACOBSON, A. The Maxillary Orthopedic Splint. AM. J. Orthod. 75: 54-69, 1979.
- KOENIG, H., BURSTONE, C., CONANT, R., and HABERSTOCK, D. Analisis and Designs of Multiple - Beam Appliance. AM. J. Orthod. 86: 391-395, 1984.
- MAGNI, F. The Activated Face-Bow: Simple, Safe, Extraoral Traction. AM. J. Orthod. 75: 152-155, 1979.
- MORREES, C. The Dentition of the Growing Child, Oxford University, London, 1959.
- MOYERS, RE. Handbook of Orthodontics. 4a. Edition Years Book Medical Publishers, Inc. Chicago, 1988.
- NANDA, R. Biomechanical and Clinical Considerations of a Modified Protraction Headgear. AM. J. Orthod. 78: 125-139, 1980.
- RICKETS, RM. Técnica Bioprogresiva de Rickets. Ed. Panamericana Págs. 238-244, 1983.
- RICKETS, RM. The Influence of Orthodontic Treatment on Facial Growth and Developments. Angle Orthod 30: 103-110, 1960.
- SINCLAIR, P. and LITTLE, R. Maturation of Untreated Normal Occlusions. AM. J. Orthod. 83: 114-123, 1983.
- SUAREZ, D. Biomecánica de la Tracción Extraoral. Estudio a través de un modelo de Laboratorio. Trabajos originales, Universidad de Santiago de Chile. Pág. 7-12, 1989.
- YUEN, S. CHAN, J. TAY, F. Ectopic Eruption of the Maxillary Permanent First Molar: The Effect of Increased Mesial Angulation on Arch Length. Journal of American Dental Asociation. 111: 447-451, 1985.