

## FUNDAMENTOS CIENTÍFICOS

**S. Sastre, J. Tresserra†, P. Lapuente, A. Trallero,  
G. Paseiro, N. Sastre,**

Intentemos comprender el efecto terapéutico que, sobre las diferentes curvas de las deformaciones de la columna vertebral, producen las fuerzas correctoras, puestas en acción, durante el tratamiento con el método FED.

Ya hemos dicho que una curva escoliótica, cifótica o lordótica, se caracteriza por romperse el paralelismo de los espacios intervertebrales produciéndose una separación asimétrica de las vértebras y los discos. Aumenta considerablemente la compresión de las hemivértebras y hemidiscos situados en la concavidad de la curva y disminuye en la convexidad (figs.44 y 45).

Las fuerzas dinámicas generadas por las actividades propias del individuo afecto de escoliosis, cifosis o lordosis, presionan insistentemente de forma unilateral sobre las hemivértebras, discos y cartílagos sometidos a una mayor compresión modificando el trofismo y sistema de imbibición de los mismos. Estudios realizados sobre los efectos que origina una alteración en los mecanismos de imbibición del cartílago vertebral, han demostrado que pueden causar una desestabilización de la columna vertebral y originar una escoliosis (2,10,13,18,62,64,81,84). Por mecanismos parecidos, los núcleos de crecimiento vertebrales y los cartílagos neurocentrales pueden quedar afectados igualmente (41,45,62,64,81). La compresión del cartílago neurocen-

tral practicado en cerdos y conejos originó una escoliosis (25,53). Intervenciones quirúrgicas llevadas a cabo sobre animales, en los que se actuó sobre los núcleos de crecimiento de las vértebras, causó una escoliosis en los mismos (20,23,30,47,48,49). Las epifisiodesis unilaterales del cartílago epifisario en perros y conejos, producen un acñaamiento con deformación vertebral y escoliosis (2, 53).

La lesión de varias placas cartilaginosas epifisarias de las vértebras en penos jóvenes de 2 y 3 meses originó escoliosis y cifosis (29).

La resección de los músculos sacro-espinales, interespinosos y ligamentos en animales dio como resultado una condrogénesis asimétrica por compresión desigual, originando cifosis y escoliosis (5,58,76). Se han encontrado alteraciones en el transporte de calcio a nivel de la membrana celular del complejo contráctil del músculo paravertebral como un factor causal de la escoliosis (91)

Con este planteamiento experimental, sabemos que los pinzamientos y cizallamientos asimétricos, unilaterales, microtraumatizan repetidamente los tejidos cartilaginosos y óseos creando trastornos isquémicos de los mismos y alteraciones morfológicas que acentúan las curvas (3, 18,54,62,66,88). Los trastornos nutricionales de la columna vertebral han sido estudiados; la coagulación de los segmentos Proxymales de las arterias intercostales en conejos provocó una escoliosis (19). Alteraciones musculares unilaterales de la arteria metamérica que nutre la hemivértebra, los cartílagos de crecimiento y el neurocentral, causaron escoliosis en conejos en período de crecimiento (11).

Los factores compresivos unilaterales, intervertebrales, agravan las curvas; sin la presencia de esos factores de compresión la escoliosis se resiste a formarse (44,48,62,66,78,79,90).

El método FED, fijación tridimensional del raquis, en elongación, con pre-

sión correctora, graduable, desrotatoria, intermitente o no y autocontrol postural del paciente, fue planteado en base a la experiencia extraída de la práctica diaria por la que llegamos a formular la hipótesis siguiente:

**“Si fuerzas compresivas, dinámicas y asimétricas son capaces de originar y agravar una deformación ósea durante el período de desarrollo del hueso, otras fuerzas superiores, aplicadas en sentido contrario, tendrían que detener los efectos deformadores primarios y normalizar la situación”.**

Con este supuesto iniciamos hace más de 20 años un proceso de investigación, descrito más atrás, que consistió en crear escoliosis experimentales en cuarenta conejos de 25 días. Veinte animales fueron sometidos a tratamiento fisioterápico, consistente en aplicar, sobre las desviaciones del raquis, fuerzas compresivas, dinámicas y asimétricas, generadas por técnicas manuales adecuadas contrarias a los efectos agravantes de la deformación. Los otros veinte conejos los dejamos evolucionar de forma espontánea. Al finalizar el estudio experimental, a los cuatro meses, la diferencia, al establecer comparaciones entre los animales tratados y no tratados, fue significativa (figs.: 46 a y b). Las fuerzas miotendinosas-ligamentosas, con sus efectos mecánicos sobre la curva escoliótica, producidas por manipulación vertebral, fueron capaces de modelar los tejidos óseo, cartilaginoso y muscular de los conejos sometidos a tratamiento. El estudio estadístico demostró, con un 99,99% de certeza, la eficacia del procedimiento terapéutico en el grupo de conejos sometidos a tratamiento, en comparación con el grupo de conejos que evolucionó espontáneamente. Las diferencias, entre ambos grupos, fueron significativas y atribuidas únicamente a las técnicas de tratamiento empleadas en nuestro trabajo de investigación (62,83).

Destacamos, como fenómeno significativo de nuestro trabajo experimental, el hecho de que en la mayoría de los animales tratados, 16 conejos, apareciera una curva distal de compensación. Atribuimos su formación a las movilizaciones hiper-correctivas que practicamos sobre el raquis de los animales. En los conejos pertene-

Figura 44. Columna vertebral normal. Las presiones intervertebrales y discales se reparten equitativamente.

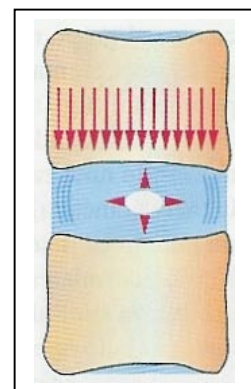
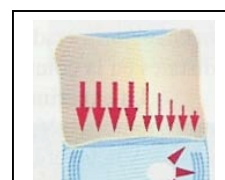


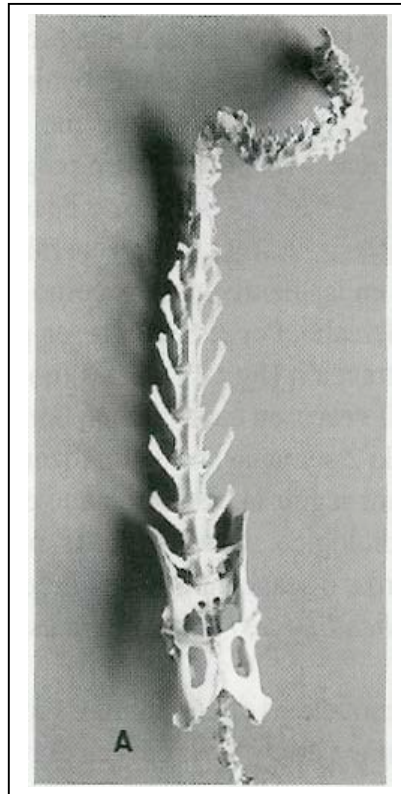
Fig.44

Figura 45. Las curvas escolióticas, cifóticas o lordóticas se caracterizan por un aumento considerable de la compresión de las hemivértabras y bemitdiscos situados en la concavidad y disminuye en la con-



vexidad.

Figura 46. Raquis de conejos de cuatro meses a los que se les practicó una escoliosis experimental a los veinticinco días. A: Evolución espontánea 1700 8: Tratado con fisioterapia, levísima escoliosis.



Fig,46

cientes al grupo no tratado, que evolucionó de forma espontánea, no hubo ni un solo caso que presentara curvas distales y sí una agravación importante de la escoliosis experimental (figs.: 47 Ay 8).

Analizando la acción terapéutica tenemos que, al mantener suspendido al conejo entre nuestras manos e imprimirle un movimiento lateral (del que aprovechamos la fuerza cinética) del tronco y extremidades inferiores, para corregir la curva, y al que no podíamos detener repentinamente, continuaba el movimiento pendular y su oscilación contralateral. La compresión unilateral, intervertebral distal, originada por la oscilación contralateral, fue la responsable de que aparecieran las curvas distales cóncavas al lado operado en la mayoría de los conejos tratados (fig.: 47 A).

O sea, en el grupo de conejos tratados, evitamos la progresión de las curvas escolióticas producidas experimentalmente; en muchos casos las reducimos a la normalidad, cero grados, y generamos, por la oscilación contralateral, nuevas desviaciones distales en la columna vertebral del conejo (62,65,83)

La experimentación animal nos confirmó, por doble partida, que nuestro pri-

mer supuesto o hipótesis de trabajo tenía una sólida y férrea base científica.

A la vista de estos resultados, para coronar nuestro trabajo, sometimos a tratamiento conejos sanos de 25 días, cuyas columnas vertebrales estaban en perfecto estado al iniciar la experimentación (fig.: 48 A).

Diariamente, por espacio de 10 minutos, durante cuatro meses, sometimos a los animales a las técnicas descritas en la experiencia anterior, reductoras de la escoliosis experimental. En esta ocasión el giro brusco de muñecas, que impele al conejo suspendido una inflexión lateral derecha de cierta violencia, mientras que se mantiene un apoyo firme con el pulgar de la mano derecha sobre el lado derecho del raquis del conejo, en su región dorsal, se hizo para producir una escoliosis. El movimiento pendular desplazaba la parte inferior o región caudal del animal hacia el lado derecho; esto nos proporcionaba una fuerza dinámica suficiente que, frenada repentinamente, como ya hemos dicho, por la oposición rígida de nuestro pulgar derecho, producía una fuerte compresión de las hemivértebra, hemidiscos, y de todos los elementos situados en las inmediaciones de la inflexión. De este modo generábamos una enorme presión, por unidad de superficie, tanto en las hemivértebra como hemidiscos, tejido muscular y demás elementos del lado derecho. Por el contrario, en el lado izquierdo, contralateral, se producía una leve distracción (fig.: 49). Estas movilizaciones o manipulaciones las repetíamos de 100 a 120 veces, en cada animal, por el espacio de 10 minutos.

Periódicamente, cada 2 semanas, hasta finalizar el trabajo a los cuatro meses, les hicimos radiografías para seguir la evolución que experimentaban las columnas.

El primer control radiológico, a las 2 semanas, puso ya de manifiesto una curva lateral a convexidad izquierda; o sea, contraria a la inflexión manipulativa (fig.: 48 B).

A las 8 semanas el bending test confirmó la estructuración de la curva escoliótica.

La disección de los esqueletos de los animales muestran cambios morfológicos importantes en sus columnas vertebrales: curvas dorsales a convexidad izquierda,

Figura 47. Radiografías de la columna vertebral de dos conejos de cuatro meses. Ambos con escoliosis experimentales provocada a los 25 días.

A. Columna tratada con fisioterapia; restauración de la escoliosis experimental: aparece una curva distal cóncava al lado intervenido que atribuiremos al efecto de la osificación contralateral.

B. Columna no tratada: severa agravación de la escoliosis y ausencia de curva distal.



Fig. 47

**Figura 48.** Radiografías:

A. Raquis normal de un conejo de 25 días.



B. Caso anterior -A- después de haber sido tratado con fisioterapia durante dos semanas. Obsérvese la escoliosis dorsal.

Fig.48

**Figura 49.** Sujeción del animal para practicar una brusca inflexión lateral derecha. Esta técnica sirvió posteriormente de inspiración para diseñar la máquina.

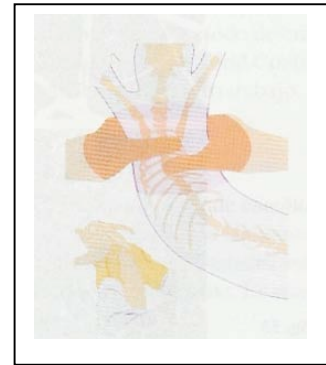


Fig.49

60  
lordosis

Método de tratamiento de las escoliosis, cifosis y

**Figura 50.** Esqueleto de conejo de 4 meses, con vistas anterior posterior del mismo donde se ve una escoliosis dorsal estructurada, provocada por técnicas fisioterápicas; caso único en nuestro planeta.

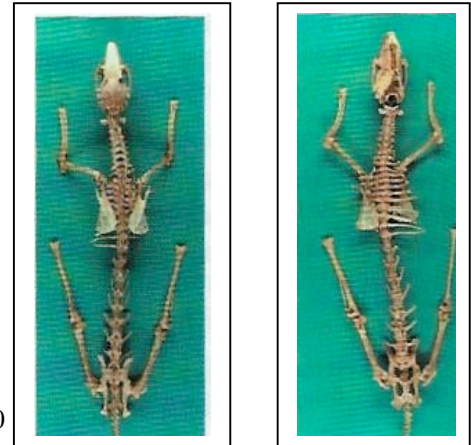


Fig. 50

**Figura 51.** Comparación de las vértebras D7 y D8 de un conejo de 4 meses afecto de escoliosis con otro sano. Véase el gran acufiamiento y distorsión de las vértebras escolióticas generado por técnicas fisioterápicas.

**Figura 52.** Secciones perpendiculares a las apófisis espinosas de los discos vertebrales en la zona de la curvatura de un conejo tratado con fisioterapia desde los 25 días de edad hasta los 4 meses. En los cortes sucesivos, de A a D se observa una asimetría en disco siendo normal la parte izquierda de las figuras A a D, que corresponde a la convexidad de la curva y alterada con marcada asimetría y fibrosis, la parte derecha, que corresponde a la concavidad de la curva escoliótica

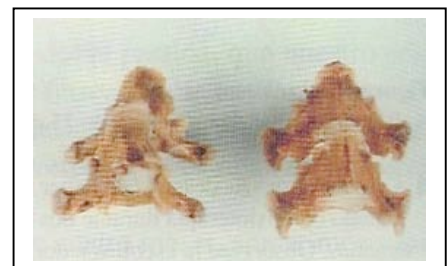


Fig. 51

**Figura 53.** Secciones transversales de los músculos

paravertebrales de un conejo tratado con fisioterapia desde los 25 días, de edad hasta los 4 meses. Se observa normal tamaño en la zona convexa de la curvatura (A) e infiltrado inflamatorio y fibrosis en la zona cóncava (B)

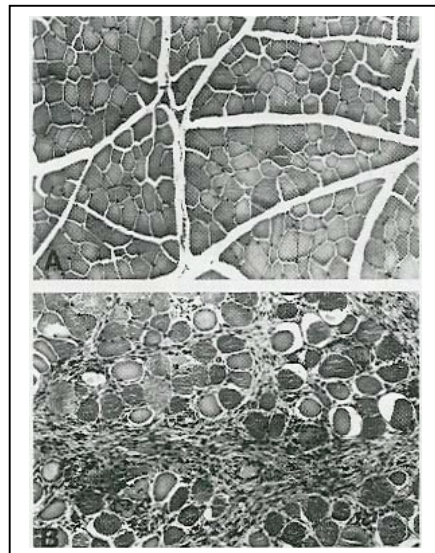
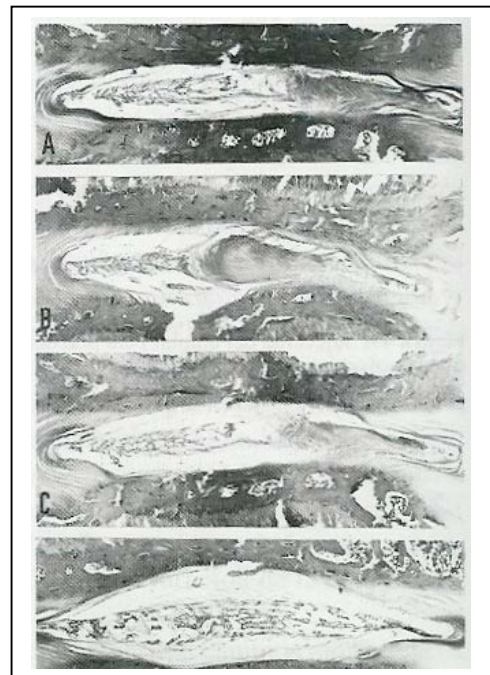


Fig. 53

Fig. 52



de 25 grados de promedio, bien estructuradas, con rotaciones asimétricas vertebrales, o sea, todas las características patológicas propias de la escoliosis estructurada (figs.: 50 y 51).

El estudio histológico comparativo de los tejidos: hueso, disco y músculo, entre el lado cóncavo y convexo de la C en el raquis del conejo, mostró alteraciones microscópicas en el hueso del cuerpo de la vértebra, densidad ósea más acusada correspondiente al hemicuerpo del lado cóncavo de la curva. Alteraciones importantes en los discos de la zona cóncava, con fibrosis de la pulpa que es asimétrica y más marcada en la región interna de la eunatura, como se aprecia en los cortes sucesivos de los discos (hg.: 52). Existe una asimetría en el disco, con fibrosis en la zona interna de la curvatura. Este es un factor importante en la génesis de las desviaciones (81). Las secciones transversales de los músculos paravertebrales muestran infiltrado inflamatorio y fibrosis, a la altura de la escoliosis, en el lado cóncavo de la curva y normalidad en el lado convexo, como se puede observar en la figura 53.

Nuestra hipótesis dejó de ser un supuesto. En un animal cuadrúpedo, en los que nunca encontramos la escoliosis, provocamos una escoliosis estructurada, aplicando una fijación tridimensional en la columna vertebral de conejo e imprimiéndole una inflexión lateral, repetitiva, a la región dorsal del lado derecho.

Había llegado el momento de aplicar el procedimiento terapéutico con niños y adolescentes con desviaciones de sus columnas vertebrales.

Ya dijimos más atrás que el ser humano no es tan fácil de manipular como lo es el conejo. En conferencias que dimos en Sidney, Burgos y Tarragona, en los años 1987 y 1983, habíamos de crear un sistema especialmente diseñado para producir, en la columna vertebral del ser humano, efectos correctores dinámicos similares a los que aplicamos en los conejos. El sistema o máquina debería serlo suficientemente

seguro y preciso como para poder dosificar la fuerza correctora en relación a la propiocepción experimentada por el paciente.

Diseñamos un prototipo experimental de máquina, que ya describimos más atrás, capaz de reproducir en el ser humano efectos terapéuticos similares a los obtenidos con los conejos.

En diciembre de 1989 disponíamos de todos los elementos necesarios para iniciar un proceso de investigación serio y seguro con seres humanos en período de crecimiento, En julio de 1991 presentamos en Londres, en el Congreso de la World Confederation for Physical Therapy (WCPT), los primeros resultados de nuestro trabajo.

## Material y métodos

Cuatrocientos pacientes afectados de escoliosis de diversas etiologías, en edades comprendidas entre 4 y 42 años. La edad promedio de inicio fue de 13,5 años; el Risser medio inicial de 1,805 y el final, a los 12 meses, de 2,359. El 64% de los pacientes fueron niñas/mujeres y el 36% niños/hombres. La distribución en función del intervalo de edad, para 280 casos, fue: < 10 años, 13%; [10-15 años], 63%; > 15 años, 24%. Escoliosis idiopáticas progresivas 368 casos (92%); 9 congénitas (2,25%); 8 neurógenas (2%); 5 miógenas (1,25%); 4 osteógenas (1%); 3 postraumáticas (0,75%); 2 posturales adquiridas (0,50%) 1 postquirúrgica (0,25%).

**Tabla 1.** Identificación, evaluación y seguimiento.

Caso	Orden	Pacientes				Risser			King-Moe	COBB			Rotación					
		Nombre	Apellido	Sexo	Edad	Inicio	12 meses	Promedio		Inicio	12 meses	Grados corrección	(1) PR	Inicio	12 meses	Grados corrección	(2) PR	
(a)	1	A	A	m	14	3	3	3	II	15	8	7	47					
										10	1	9	90					
	2	B	A	h	10	1	1	1	I	16	6	10	63					
										16	3	13	81					
	3	C	A	m	13	2	3	2,5	IV	32	25	7	22					
	4	E	A	m	12	2	3	2,5	II	30	23	7	23					
										28	16	12	43					
	5	E	A	m	10	0	1	0,5	IV	18	7	11	61					
	6	M	A	h	13	2	2	2	II	10	6	4	40					
									10	2	8	80						
7	M	A	m	10	1	2	1,5	I	24	15	9	38						
									20	6	14	70						
8	N	A	h	12	2	3	2,5	IV	45	34	11	24						
9	P	A	m	10	0	1	0,5	II	20	12	8	40						
									15	2	13	87						
10	R	A	h	9	0	1	0,5	II	21	8	13	62						
									20	3	17	85						
11	R	A	m	12	1	2	1,5	IV	40	29	11	28						

# KINESIOLOGIAGLOBAL

12	A	B	h	9	0	0	0	II	13	2	11	85
									12	0	12	100
13	A	B	h	12	2	3	2,5	IV	37	30	7	19
14	C	B	m	9	0	0	0	II	12	3	9	75
									10	0	10	100
15	C	B	h	14	2	3	2,5	IV	15	8	7	47
16	D	B	m	10	2	3	2,5	II	45	35	10	22
									40	21	19	48
17	I	B	m	13	2	3	2,5	IV	39	29	10	26
18	M	B	h	9	0	1	0,5	I	19	6	13	68
									22	0	22	100
19	M	B	h	10	1	2	1,5	IV	25	13	12	48
20	P	B	h	13	2	3	2,5	II	30	25	5	17
									26	14	12	46
21	S	B	m	9	0	1	0,5	IV	29	11	18	62
22	A	C	m	13	2	3	2,5	II	38	33	5	13
									26	20	6	23
23	C	C	h	10	0	1	0,5	I	21	14	7	33
									25	11	14	56
24	E	C	m	13	2	3	2,5	II	18	12	6	33
									14	2	12	86
25	I	C	m	11	1	1	1	III	44	31	13	30
26	J	C	h	11	1	1	1	II	20	12	8	40
									14	2	12	86
27	M	C	m	12	1	2	1,5	IV	50	37	13	26
28	M	C	h	12	1	1	1	I	12	5	7	58
									15	2	13	87
29	R	D	m	12	2	3	2,5	III	42	28	14	33
30	J	D	m	12	1	2	1,5	II	29	20	9	31
									26	8	18	69
31	S	D	m	8	0	0	0	II	18	5	13	72
									15	0	15	100
32	E	E	m	13	1	2	1,5	III	14	5	9	64
33	M	F	m	12	1	2	1,5	II	13	7	6	46
									10	0	10	100
34	C	G	h	11	0	1	0,5	II	12	4	8	67
									11	1	10	91
35	A	L	m	11	1	1	1	III	18	4	14	78
36	D	L	m	15	3	3	3	II	45	40	5	11
									40	26	14	35
37	D	L	h	15	3	3	3	II	25	20	5	20
									22	12	10	45
38	E	M	m	11	1	2	1,5	III	35	19	16	46
39	B	M	m	15	3	3	3	I	20	15	5	25
									20	10	10	50
40	L	M	m	12	1	1	1	III	14	3	11	79
41	J	N	h	11	1	1	1	II	10	3	0	70
									10	0	10	100
42	M	N	h	9	0	0	0	II	12	0	12	100
									10	0	10	100
43	M	LL	m	10	0	1	0,5	III	39	24	15	38
44	A	R	h	10	0	1	0,5	II	17	8	9	53
									16	3	13	81
45	A	R	m	9	0	0	0	III	42	24	18	43



# KINESIOLOGIAGLOBAL

	79	S	R	m	20	4	4	4	II	37	15	22	59	15	0	15	100
										30	15	15	50				
	80	M	R	m	19	4	5	4,5	I	40	10	30	75	35	0	35	100
										44	11	33	75				
	81	Y	R	m	9	0	0	0	IV	11	0	11	100	10	0	10	100
	82	S	R	m	19	4	5	4,5	I	15	0	15	100	9	8	1	11
										15	0	15	100				
	83	J	R	m	9	0	1	0,5	III	16	0	16	100	3	0	3	100
	84	B	R	m	14	4	5	4,5	I	10	0	10	100	11	0	11	100
	85	N	S	m	16	4	5	4,5	I	18	9	9	50	11	9	2	18
	86	T	T	m	15	4	5	4,5	I	12	0	12	100	15	0	15	100
										22	9	13	59				
	87	M	T	m	18	4	4	4	I	32	20	12	38	13	5	8	62
										32	25	7	22				
	88	B	R	m	14	5	5	5	I	10	0	10	100	11	0	11	100
										11	0	11	100				
	89	A	V	h	16	2	3	2,5	III	14	0	14	100	9	0	9	100
	90	E	V	m	17	4	5	4,5	II	36	22	14	39	22	9	13	59
										25	14	11	44				
	91	R	V	h	11	0	0	0	I	10	0	10	100	5	0	5	100
	92	Y	V	m	13	3	4	3,5	I	12	0	12	100	9	0	9	100
	93	G	V	m	17	4	5	4,5	II	32	22	10	31	12	9	3	25
										28	17	11	39				
	94	F	B	h	13	3	4	3,5	I	10	0	10	100	8	0	8	100
	95	E	E	h	12	0	0	0	I	12	0	12	100	6	0	6	100
	96	J	G	h	8	0	1	0,5	III	10	5	5	50	8	0	8	100
	97	A	R	m	7	0	0	0	I	14	0	14	100	5	0	5	100
	98	M	R	m	15	3	4	3,5	III	15	0	15	100	7	0	7	100
	99	F	R	h	21	5	5	5	I	10	0	10	100	4	0	4	100
(c)	100	C	A	m	13	2	3	2,5	III	32	25	7	22				
	101	E	A	m	10	0	1	0,5	III	18	7	11	61				
	102	L	A	m	15	3	3	3	III	14	12	2	14				
	103	M	A	m	10	1	2	1,5	II	24	15	9	38				
										22	6	16	73				
	104	M	A	h	11	0	0	0	IV	16	5	11	69				
	105	M	A	m	6	0	0	0	IV	10	0	10	100				
	106	M	A	h	11	0	1	0,5	IV	16	7	9	56				
	107	M	A	m	8	0	0	0	II	30	0	30	100				
										28	2	26	93				
	108	R	A	m	14	4	4	4	II	30	27	3	10				
										25	33	0	0				
	109	A	B	m	8	0	0	0	II	10	0	10	100				
										10	0	10	100				
	110	C	B	h	14	2	3	2,5	III	15	8	7	47				
	111	D	B	h	14	3	3	3	IV	10	0	10	100				
	112	D	B	h	14	0	1	0,5	IV	10	0	10	100				

# KINESIOLOGIAGLOBAL

113	D	B	m	17	5	5	5	I	14	9	5	36
									28	14	14	50
114	F	B	h	13	3	3	3	IV	10	0	10	100
115	F	B	h	14	2	2	2	IV	17	0	17	100
116	N	B	m	14	5	5	5	II	13	9	4	31
									11	3	8	73
117	A	C	m	13	0	0	0	III	14	0	14	100
118	A	C	h	19	5	5	5	IV	18	0	18	100
119	I	C	m	11	0	1	0,5	IV	44	33	11	25
120	J	C	h	18	5	5	5	IV	17	10	7	41
121	L	C	m	15	4	4	4	II	36	32	4	11
									31	30	1	3
122	L	C	m	16	4	4	4	I	12	7	5	42
									15	6	9	60
123	M	C	m	10	0	1	0,5	IV	15	0	15	100
124	M	C	m	8	0	0	0	II	12	6	6	50
									11	1	10	91
125	R	C	m	15	4	4	4	II	38	38	0	0
									19	15	4	21
126	S	C	m	9	0	0	0	IV	20	15	5	25
127	J	D	m	12	1	2	1,5	II	29	23	6	21
									26	13	13	50
128	O	D	h	17	4	4	4	II	24	15	9	38
									16	16	0	0
129	S	D	m	10	0	2	1	IV	20	4	16	80
130	E	E	m	13	1	2	1,5	IV	14	5	9	64
131	E	E	h	12	0	0	0	III	12	0	12	100
132	E	E	h	15	4	5	4,5	II	10	8	2	20
									10	0	10	100
133	E	E	h	12	0	0	0	IV	10	1	9	90
134	M	E	m	16	4	4	4	IV	17	8	9	53
135	M	E	m	16	4	5	4,5	IV	13	10	3	23
136		F	h	5	0	0	0	IV	66	25	41	62
137	S	F	m	13	2	2	2	II	62	39	23	37
									30	21	9	30
138	C	G	m	16	5	5	5	II	11	4	7	64
									10	3	7	70
139	D	G	h	10	0	0	0	IV	11	0	11	100
140	D	G	h	13	1	2	1,5	IV	14	4	10	100
141	L	G	m	14	3	4	3,5	I	42	30	12	29
									50	28	22	44
142	M	G	m	17	4	5	4,5	II	30	30	0	0
									28	23	5	18
143	P	G	m	12	3	4	3,5	II	33	28	5	15
									16	20	0	0
144	C	H	h	6	0	0	0	III	10	4	6	60
145	R	H	h	13	3	4	3,5	IV	20	0	20	100

# KINESIOLOGIAGLOBAL

146	V	H	m	14	3	4	3,5	II	42	28	14	33
									35	15	20	57
147	A	I	m	11	1	1	1	IV	18	4	14	78
148	A	J	m	7	3	4	3,5	IV	64	50	14	22
149	A	L	m	14	4	4	4	II	58	48	10	17
									33	26	7	21
150	E	L	h	18	4	4	4	III	11	4	7	64
151	E	L	h	13	4	5	4,5	III	14	10	4	29
152	A	M	h	13	3	3	3	IV	15	0	15	100
153	A	M	h	11	3	4	3,5	IV	10	0	10	100
154	B	M	m	15	3	3	3	I	20	15	5	25
									22	10	12	55
155	B	M	m	13	2	3	2,5	II	37	35	2	5
									32	30	2	6
156	E	M	m	11	1	2	1,5	IV	35	19	16	46
157	E	M	m	13	3	4	3,5	II	17	14	3	18
									10	10	0	0
158	E	M	m	14	3	4	3,5	II	25	23	2	8
									15	14	1	7
159	L	M	m	12	1	1	1	IV	14	3	11	79
160	L	M	m	20	5	5	5	II	46	42	4	9
									23	20	3	13
161	L	M	m	11	2	2	2	IV	11	3	8	73
162	M	M	m	11	1	1	1	I	10	0	10	100
									10	0	10	100
163	M	M	m	33	5	5	5	I	10	0	10	100
									10	0	10	100
164	M	M	m	24	5	5	5	IV	30	24	6	20
165	N	M	m	24	4	5	4,5	II	43	40	3	7
									30	25	5	17
166	Y	M	m	9	0	0	0	III	10	0	10	100
167	J	N	h	11	0	0	0	III	10	0	10	100
168	J	N	h	11	0	0	0	III	11	1	10	91
169	B	O	h	10	4	4	4	IV	12	5	7	58
170	E	P	m	41	5	5	5	IV	15	7	8	53
171	M	P	m	7	0	1	0,5	II	19	3	16	84
									12	1	11	92
172	S	P	h	15	2	3	2,5	IV	13	4	9	69
173	S	P	h	10	0	0	0	IV	15	0	15	100
174	S	P	h	15	3	3	3	IV	10	7	3	30
175	S	P	h	10	1	1	1	I	13	0	13	100
									14	5	9	64
176	A	R	m	7	0	0	0	IV	14	0	14	100
177	A	R	m	7	0	0	0	IV	18	0	18	100
178	B	R	m	14	4	5	4,5	IV	10	0	10	100
179	B	R	m	14	4	5	4,5	III	10	0	10	100

# KINESIOLOGIAGLOBAL

180	B	R	m	14	3	3	3	II	10	0	10	100
									10		10	100
181	E	R	h	11	3	3	3	IV	10	0	10	100
182	J	R	m	9	0	0	0	IV	16	0	16	100
183	J	R	m	10	1	1	1	II	10	0	10	100
									10	6	4	40
184	M	R	m	19	4	4	4	I	32	12	20	63
									32	9	23	72
185	M	R	m	18	4	5	4,5	II	30	12	18	60
									27	22	5	19
186	M	R	m	15	3	4	3,5	III	10	4	6	60
187	P	R	m	16	4	4	4	II	65	50	15	23
									55	55	0	0
188	S	R	m	20	4	4	4	II	37	15	22	59
									30	15	15	50
189	S	R	m	19	4	4	4	I	15	10	5	33
									15	8	7	47
190	S	R	m	20	4	4	4	I	19	17	2	11
									22	18	4	18
191	S	R	m	19	5	5	5	II	15	15	0	0
									10	6	4	40
192	N	S	m	15	3	4	3,5	IV	19	12	7	37
193	N	S	m	16	4	5	4,5	IV	18	9	9	50
194	N	S	m	15	4	4	4	I	10	5	5	50
									11	8	3	27
195	T	T	m	15	4	4	4	I	12	4	8	67
									22	12	10	45
196	T	T	h	15	4	4	4	IV	20	14	6	30
197	A	V	m	17	4	4	4	II	32	31	1	3
									28	24	4	14
198	A	V	h	16	3	4	3,5	IV	14	4	10	71
199	E	V	m	17	5	5	5	II	35	27	8	23
									25	20	5	20
200	G	V	m	16	3	3	3	II	30	16	14	47
									18	10	8	44
201	J	V	h	22	5	5	5	IV	16	5	11	69
202	R	V	h	11	0	0	0	IV	10	0	10	100
203	R	V	h	11	0	0	0	IV	10	5	5	50
204	Y	V	m	13	3	3	3	IV	12	0	12	100
(d)			m		3	4	3,5	II	15	7	8	53
									10	0	10	100
206			h		1	2	1,5	I	16	4	12	75
									16	0	16	100
207			m		2	4	3	II	30	20	10	33
									28	10	18	64
208			h		2	3	2,5	II	10	4	6	60
									10	0	10	100
209			m		1	3	2	II	24	13	11	46
									22	0	22	100
210			m		0	1	0,5	II	20	9	11	55
									15	0	15	100
211			h		0	1	0,5	II	21	4	17	81
									20	0	20	100
212			h		0	0	0	II	13	0	13	100
									12	0	12	100

# KINESIOLOGIAGLOBAL

213	m	0	0	0	II	10	0	10	100
						10	0	10	100
214	m	0	1	0,5	II	12	0	12	100
						10	0	10	100
215	h	0	1	0,5	I	19	2	17	89
						22	0	22	100
216	h	2	3	2,5	II	30	24	6	20
						26	9	17	65
217	h	0	1	0,5	I	21	12	9	43
						25	5	20	80
218	m	2	3	2,5	II	18	11	7	39
						14	0	14	100
219	h	1	2	1,5	II	20	10	10	50
						14	0	14	100
220	h	1	1	1	I	12	3	9	75
						15	0	15	100
221	m	0	0	0	II	12	6	6	50
						11	1	10	91
222	m	1	2	1,5	II	29	18	11	38
						26	2	24	92
223	m	0	0	0	II	18	0	18	100
						15	0	15	100
224	m	2	3	2,5	II	28	20	8	29
						21	27	0	0
225	m	3	4	3,5	II	22	14	8	36
						20	18	2	10
226	m	1	2	1,5	II	13	6	7	54
						10	0	10	100
227	h	0	1	0,5	II	12	3	9	75
						11	0	11	100
228	h	3	4	3,5	II	25	19	6	24
						22	7	15	68
229	h	3	4	3,5	I	15	7	8	53
						22	0	22	100
230	m	3	4	3,5	I	20	15	5	25
						22	6	16	73
231	m	3	4	3,5	I	30	12	18	60
						30	9	21	70
232	m	1	1	1	I	13	0	13	100
						14	0	14	100
233	m	0	1	0,5	II	20	10	10	50
						10	0	10	100
234	m	0	0	0	I	12	0	12	100
						12	0	12	100
235	m	0	2	1	IV	18	3	15	83
236	m	3	4	3,5	IV	18	5	13	72
237	m	0	2	1	IV	16	7	9	56
238	m	0	0	0	IV	15	0	15	100
239	m	2	3	2,5	IV	15	7	8	53
240	m	3	3	3	IV	10	0	10	100
241	m	0	0	0	IV	10	0	10	100
242	m	3	4	3,5	IV	10	0	10	100
243	m	2	2	2	IV	17	0	17	100
244	m	1	2	1,5	IV	25	9	16	64
245	m	0	1	0,5	IV	29	5	24	83
246	m	0	1	0,5	IV	15	0	15	100
247	m	0	0	0	IV	20	15	5	25
248	m	0	1	0,5	IV	20	4	16	80
249	m	1	2	1,5	IV	14	3	11	79
250	m	0	0	0	IV	10	0	10	100
251	m	0	0	0	IV	11	0	11	100
252	m	1	2	1,5	IV	14	4	10	71
253	h	1	2	1,5	IV	18	0	18	100
254	h	1	2	1,5	IV	14	2	12	86
255	h	2	2	2	IV	11	3	8	73
256	h	3	3	3	IV	10	0	10	100
257	h	0	0	0	IV	16	0	16	100

# KINESIOLOGIAGLOBAL

258	h	3	4	3,5	IV	19	12	7	37
259	h	3	4	3,5	IV	14	4	10	71
260	h	3	4	3,5	IV	16	5	11	69
261	h	0	0	0	IV	10	0	10	100
262	h	0	1	0,5	IV	18	0	18	100
263	h	0	1	0,5	IV	30	8	22	73
264	h	0	0	0	IV	15	0	15	100
265	m	3	4	3,5	I	14	9	5	36
266	m	0	0	0	I	16	5	11	69
267	m	0	0	0	I	10	0	10	100
268	m	3	4	3,5	I	20	11	9	45
269	m	3	3	3	I	15	0	15	100
270	m	3	4	3,5	I	10	0	10	100
271	m	1	2	1,5	I	30	15	15	50
272	m	3	4	3,5	I	20	5	15	75
273	m	3	4	3,5	I	12	5	7	58
274	m	2	3	2,5	I	13	4	9	69
275	m	0	0	0	I	15	0	15	100
276	m	3	3	3	I	10	5	5	50
277	m	0	0	0	I	14	0	14	100
278	m	0	0	0	I	18	0	18	100
279	m	3	3	3	I	10	0	10	100
280	m	3	4	3,5	I	18	9	9	50
281	m	2	3	2,5	I	14	0	14	100
282	h	0	0	0	I	10	0	10	100
283	h	3	3	3	I	12	0	12	100
284	h	3	3	3	I	30	12	18	60
285	h	0	0	0	I	15	0	15	100
286	h	1	2	1,5	I	25	8	17	68
287	h	2	3	2,5	I	20	0	20	100
288	h	0	1	0,5	I	30	6	24	80
289	h	3	3	3	I	12	0	12	100
290	h	3	4	3,5	I	19	5	14	74
291	h	0	0	0	I	12	0	12	100
292	h	3	4	3,5	I	17	0	17	100
293	h	2	2	2	I	14	0	14	100
294	h	0	0	0	I	16	0	16	100
295	m	0	0	0	III	12	0	12	100
296	m	3	3	3	III	14	0	14	100
297	m	0	0	0	III	12	0	12	100
298	m	0	1	0,5	III	10	0	10	100
299	m	0	0	0	III	10	4	6	60
300	m	3	3	3	III	27	20	7	26
301	m	0	0	0	III	10	0	10	100
302	m	0	0	0	III	10	0	10	100
303	m	0	0	0	III	11	0	11	100
304	m	0	1	0,5	III	30	16	14	47
305	m	3	3	3	III	10	0	10	100
306	m	3	4	3,5	III	15	0	15	100
307	m	3	4	3,5	III	10	4	6	60
308	m	0	0	0	III	14	0	14	100
309	m	3	3	3	III	12	0	12	100
310	m	0	1	0,5	III	11	0	11	100
311	m	3	3	3	III	25	18	7	28
312	m	0	0	0	III	12	0	12	100
313	m	0	0	0	III	16	0	16	100
314	h	0	0	0	III	10	0	10	100
315	h	0	1	0,5	III	30	15	15	50
316	h	0	0	0	III	11	0	11	100
317	h	2	3	2,5	III	15	0	15	100
318	h	0	0	0	III	16	0	16	100
319	h	2	3	2,5	III	18	7	11	61
320	h	3	3	3	III	15	2	13	87
321	h	0	0	0	III	16	0	16	100
322	h	1	1	1	III	18	5	13	72
323	h	0	0	0	III	12	0	12	100
324	h	0	0	0	III	18	0	18	100

# KINESIOLOGIAGLOBAL

(e)	325	A	G	h	12	2	3	2,5	I	10	0	10	100				
	326	J	M	h	20	5	5	5	IV	13	0	13	100	8	0	8	100
	327	A	I	h	14	1	3	2	I	10	6	4	40	10	0	10	100
	328	A	M	h	15	3	4	3,5	I	10	0	10	100	5	0	5	100
	329	Y	G	m	14	3	4	3,5	II	20	0	20	100	9	0	9	100
	330	J	G	m	11	0	1	0,5	I	23	16	7	30	39	23	16	41
	331	M	A	m	42	5	5	5	I	29	9	20	69	18	6	12	67
	332	M	B	m	15	3	4	3,5	V	26	11	15	58	15	6	9	60
	333	I	S	m	18	3	4	3,5	I	31	17	14	45	15	5	10	67
	334	A	J	m	12	0	0	0	IV	30	15	15	50	25	5	20	80
	335	M	J	m	12	2	4	3	II	34	17	17	50	35	9	26	74
	336	N	F	m	23	4	4	4	I	35	23	12	34	31	21	10	32
	337	E	C	m	17	3	4	3,5	II	23	10	13	57	15	0	15	100
	338	S	A	m	30	5	5	5	I	24	15	9	38	23	10	13	57
	339	L	P	m	17	4	5	4,5	I	19	0	19	100	11	4	7	64
	340	N	P	m	18	3	4	3,5	I	17	10	7	41	13	5	8	62
	341	M	G	m	14	3	4	3,5	II	30	25	5	17	13	10	3	23
	342	M	B	m	17	4	4	4	I	16	10	6	38	13	7	6	46
	343	E	G	m	11	0	1	0,5	I	10	0	10	100	11	6	5	45
	344	M	V	m	29	5	5	5	II	33	20	13	39	19	5	14	74
	345	N	G	m	10	0	1	0,5	II	36	12	24	67	17	10	7	41
	346	D	B	m	37	5	5	5	V	28	25	3	11	31	8	23	74
	347	J	G	m	15	3	4	3,5	II	20	10	10	50	9	3	6	67
(f)	348	R	A	m	12	2	2	2	I	20	0	20	100	12	14	0	0
	349	R	A	h	8	0	0	0	I	12	4	8	67	5	0	5	100
	350	C	M	m	10	0	1	0,5	I	13	4	9	69	12	4	8	67
	351	T	B	m	9	0	0	0	II	15	6	9	60	9	2	7	78
	352	N	B	m	14	2	3	2,5	I	19	8	11	58	18	7	11	61
	353	C	B	m	12	1	2	1,5	IV	15	0	15	100	6	0	6	100
	354	I	B	h	15	3	4	3,5	II	21	12	9	43	8	4	4	50
	355	E	B	m	17	4	4	4	I	19	9	10	53	20	7	13	65
	356	C	J	h	16	3	4	3,5	I	18	0	18	100	18	0	18	100
	357	C	O	h	13	0	1	0,5	I	11	6	5	45	8	2	6	75

# KINESIOLOGIAGLOBAL

358	C	E	m	11	0	0	0	II	13	6	7	54					
									15	5	10	67	9	2	7		78
									14	0	14	100					
359	C	I	m	16	3	4	3,5	II	15	8	7	47	11	3	8		73
									11	3	8	73					
360	D	A	m	14	2	3	2,5	II	30	14	16	53	10	3	7		70
									20	8	12	60					
361	D	I	m	17	3	4	3,5	IV	30	12	18	60	10	4	6		60
362	F	E	m	6	0	0	0	IV	13	0	13	100	3	0	3		100
363	F	L	m	14	3	4	3,5	IV	16	0	16	100	10	0	10		100
364	G	K	m	11	0	1	0,5	I	9	7	2	22	12	2	10		83
									12	8	4	33					
365	G	I	m	17	4	5	4,5	IV	13	3	10	77	7	3	4		57
366	G	N	h	7	0	0	0	I	15	0	15	100	6	0	6		100
367	G	A	h	17	4	4	4	I	9	2	7	78	11	5	6		55
									17	8	9	53					
368	G	M	m	17	4	5	4,5	I	18	9	9	50	8	3	5		63
									22	10	12	55					
369	I	A	h	16	2	3	2,5	I	12	6	6	50	10	0	10		100
									15	5	10	67					
370	I	A	m	18	4	5	4,5	IV	12	0	12	100	9	0	9		100
371	L	A	h	14	1	2	1,5	II	11	3	8	73	11	0	11		100
									10	0	10	100					
372	LL	P	m	14	2	3	2,5	I	10	2	8	80	9	4	5		56
									14	4	10	71					
373	O	A	m	15	3	4	3,5	I	15	8	7	47	11	0	11		100
									15	2	13	87					
374	O	P	m	12	2	3	2,5	IV	15	11	4	27	7	0	7		100
375	O	E	h	10	0	0	0	IV	11	0	11	100	5	0	5		100
376	O	M	h	11	1	1	1	I	15	0	15	100	7	0	7		100
377	O	J	h	11	1	2	1,5	IV	10	0	10	100	3	0	3		100
378	P	J	h	10	0	1	0,5	IV	12	0	12	100	6	0	6		100
379	P	A	m	9	0	0	0	IV	17	0	17	100	5	0	5		100
380	P	J	m	15	2	3	2,5	I	32	14	18	56	21	12	9		43
381	A	B	h	12	1	2	1,5	IV	10	2	8	80					
382	R	M	h	9	0	1	0,5	I	14	0	14	100					
									14	0	14	100					
383	A	F	m	16	3	4	3,5	I	13	5	8	62					
384	R	M	h	15	3	3	3	IV	11	5	6	55	7	2	5		71
385	R	C	m	15	3	3	3	I	21	4	17	81	10	3	7		70
386	R	A	m	16	3	4	3,5	II	22	7	15	68	18	8	10		56
									17	6	11	65					
387	S	E	h	12	0	1	0,5	IV	14	0	14	100	14	0	14		100
388	S	M	h	12	1	2	1,5	IV	14	0	14	100	7	0	7		100
389	S	S	m	11	0	1	0,5	IV	16	0	16	100	15	0	15		100
390	Z	C	h	10	0	1	0,5	II	16	0	16	100	6	0	6		100
									12	0	12	100					

# KINESIOLOGIA GLOBAL

(g)	391	A	G	m	14	2	3	2,5	II	17	7	10	59					
										14	13	1	7					
	392	A	LL	m	14	3	4	3,5	II	25	20	5	20	15	9	6	40	
										15	8	7	47					
	393	L	M	m	13	1	2	1,5	IV	22	16	6	27	12	9	3	25	
	394	L	D	m	14	2	4	3	I	20	10	10	50					
										26	25	1	4					
	395	P	M	m	13	1	3	2	V	36	25	11	31					
									20	10	10	50						
396	S	p	m	13	3	4	3,5	II	27	20	7	26						
									19	12	7	37						
397	M	M	m	11	0	1	0,5	IV	27	19	8	30	10	8	2	20		
398			m	13	1	3	2	II	26	16	10	38	10	10	0	0		
									16	15	1	6						
399			m	8	0	0	0	V	20	15	5	25	10	6	4	40		
									31	20	11	35						
									17	16	1	6						
(h)	400	A	G	m	4	0	0	0	IV	55	23	32	58	19	8	11	58	

(1) PR: Porcentaje de Recuperación Relativa del COBB, según la fórmula:

$$P_{r.cobb} = \frac{(Curva \cdot inicial) - (Curva \cdot tras \cdot n \cdot meses \cdot trat.)}{Curvatura \cdot inicial} \times 100$$

(2) PR: Porcentaje de Recuperación Relativa de la Rotación, según la fórmula:

$$P_{r.rot} = \frac{(Rotación \cdot inicial) - (Rotación \cdot tras \cdot n \cdot meses \cdot trat.)}{Rotación \cdot inicial} \times 100$$

- (a) Método de tratamiento de las escoliosis, cifosis y lordosis (50 casos). 1995.
- (b) Escoliosis. Método FED. Resultado (50 casos). 1996.
- (c) Tratamiento dinámico de la escoliosis. Resultado con 174 casos. 1998.
- (d) Escoliosis idiopática de menos de 30 grados en niños con RISSER 3 o menos (120 casos).
- (e) Casos Prof. Santos Sastre. Centro de Rehabilitación y Medicina Física Sastre-Roca
- (f) Casos Prof. Santos Sastre. ICS
- (g) Casos Fisioterapeuta Alicia Trallero. Centro Coras Madrid
- (h) Caso Prof. Gustavo Paseiro. Universidad de la Coruña.

Todos los casos fueron sometidos, antes de iniciar el tratamiento, a una exploración física y funcional, y medición de las alteraciones del raquis mediante radiografía antero posterior, en bipedestación, de la columna vertebral en general con visión de las crestas ilíacas y cabezas femorales.

Se practicaron controles clínicos, exploración física y funcional, cada 6 semanas, y estudios radiológicos cada 6 meses.

En el control radiológico inicial mostró curvas que se extendieron de 10° a 66°, con una media del ángulo de Cobb inicio de 20° y de la rotación (Raimondi), en 117 casos, de 12°. Las características, frecuencia de distribución, gravedad y rotación de las curvas se expone en la Tabla 2.

**Tabla 2.** Clasificación, gravedad y distribución de las curvas escolióticas

Tipo de curva	COBB medio		Distribución de las Curvas (400 casos)				Rotación media (117 casos)	
	n casos	Grados Inicio	<20°	[20°-30°]	[31°-40°]	>40°	n casos	Grados Inicio
<b>King-Moe I</b>	112	18	72	31	6	3	49	13
<b>King-Moe II</b>	100	25	37	39	14	9	23	13
<b>King-Moe III</b>	64	17	52	5	3	4	10	9
<b>King-Moe IV</b>	117	19	87	18	5	8	29	9
<b>King-Moe V</b>	7	42		1	3	3	6	20
<i>Total de la tabla</i>	<i>400</i>	<i>20</i>	<i>248</i>	<i>94</i>	<i>31</i>	<i>27</i>	<i>117</i>	<i>12</i>

**El tratamiento** que aplicamos en los 400 casos está descrito en el capítulo IV (Tratamiento, sistema FED).

## Resultados

### *Efectividad del tratamiento*

#### **Escoliosis según King-moe I, II, III, IV y V**

En los pacientes con escoliosis de más de una curva se tendrá en cuenta únicamente la curva escoliótica mayor. Si las dos curvas son iguales, se tendrá en cuenta la curva escoliótica dorsal, que es, en los casos de escoliosis doble, la de menor recuperación relativa.

**Tabla 3.** Porcentaje de mejoría del Cobb y la Rotación.

Tipo de curva	COBB medio		Promedio PR en función de la curva				Rotación media	
	Grados final	Promedio PR	<20°	[20°-30°]	[31°-40°]	>40°	Grados final	Promedio PR

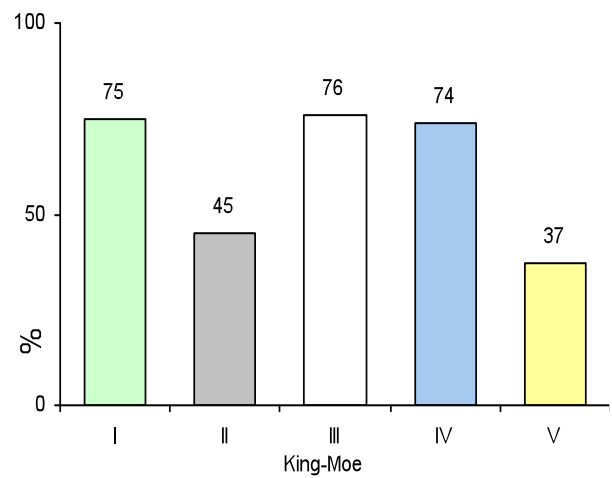
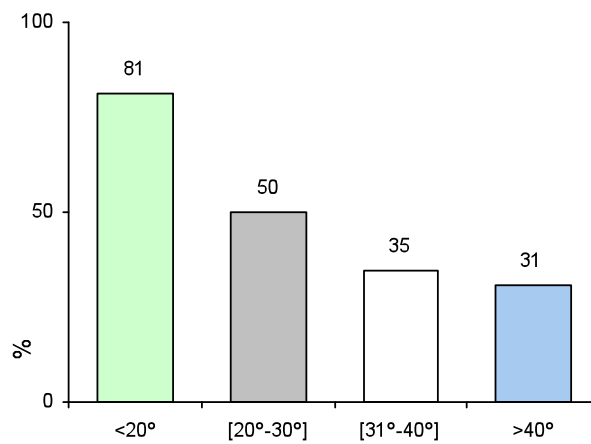
# KINESIOLOGIAGLOBAL

<b>King-Moe I</b>	5	75	84	61	52	50	4	76
<b>King-Moe II</b>	16	45	65	39	30	18	5	63
<b>King-Moe III</b>	6	76	85	35	35	36	3	86
<b>King-Moe IV</b>	7	74	84	56	28	34	2	84
<b>King-Moe V</b>	27	37		63	33	32	13	41
<b>Total de la tabla</b>	<b>9</b>	<b>67</b>	<b>81</b>	<b>50</b>	<b>35</b>	<b>31</b>	<b>4</b>	<b>74</b>

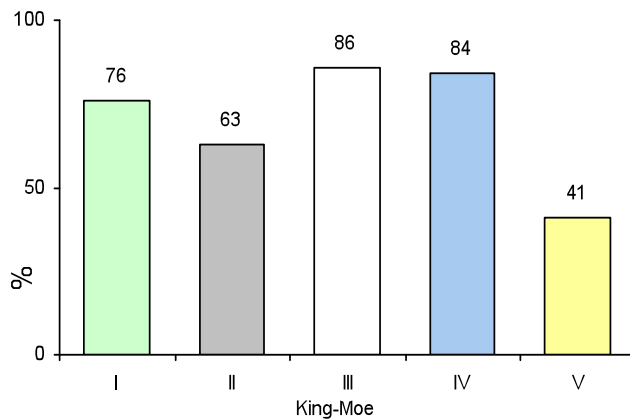
PR: Porcentaje de Recuperación Relativa

**Figura 1. Promedio del Porcentaje de Recuperación del Cobb en función de la curva inicial**

**Figura 2. Promedio del Porcentaje de Recuperación del Cobb en función de King-Moe inicial**



**Figura 3. Promedio del Porcentaje de Recuperación de la rotación en función de King-Moe inicial (n=117 pacientes)**



**Prueba estadística de comparación de dos medias observadas en muestras grandes ( $n = 400$ ) con datos apareados.**

1. Se realiza un cambio de variables. Definimos una nueva variable  $z = x - y$ , donde  $x$ : curva inicial;  $y$ : curva a los 12 meses;  $z$ : diferencia en cada individuo.
2.  $\bar{Z} = 11,52$   $S_z^2 = 27,83$
3.  $H_0$ : El tratamiento no produce mejoría significativa; la curvatura antes y después del tratamiento es igual.  $\bar{Z} = 0$   
 $H_1$ : El tratamiento produce mejoría significativa; la curvatura antes y después del tratamiento es menor.  $\bar{Z} > 0$

(Es una prueba de comparación de una media observada  $\bar{Z} = \frac{\sum x - y}{400}$ , con una media teórica  $m = 0$ ).

$$4. Z = \frac{|\bar{Z}|}{\sqrt{\frac{S_n^2}{n}}} = \frac{11,52}{\sqrt{\frac{27,83}{400}}} = 43,6555$$

Si  $Z \leq Z_{0.01}$ , se acepta la  $H_0$

Si  $Z > Z_{0.01}$ , se rechaza la  $H_0$

Como  $Z_{0.01} = 2.576 < 43,6555$ , rechazamos la  $H_0$  (con riesgo  $\alpha = 0.01$ ).

*El tratamiento produce una mejoría significativa. La curva escoliótica es significativamente menor tras el tratamiento de 12 meses (gráf. 1).*

## Rotación

**Prueba estadística de comparación de dos medias observadas en muestras grandes ( $n = 117$ ) con datos apareados.**

1.  $z = x - y$ , donde  $x$ : rotación inicial;  $y$ : rotación a los 12 meses;  $z$ : diferencia en cada individuo.
2.  $\bar{Z} = 8,25$      $S_z^2 = 29,007$
3.  $H_0$ : El tratamiento no produce mejoría significativa; la rotación antes y después del tratamiento es igual.  $\bar{Z} = 0$   
 $H_1$ : El tratamiento produce mejoría significativa; la rotación antes y después del tratamiento es menor.  $\bar{Z} > 0$

(Es una prueba de comparación de una media observada  $\bar{Z} = \frac{\sum x - y}{117}$ , con una media teórica  $m = 0$ ).

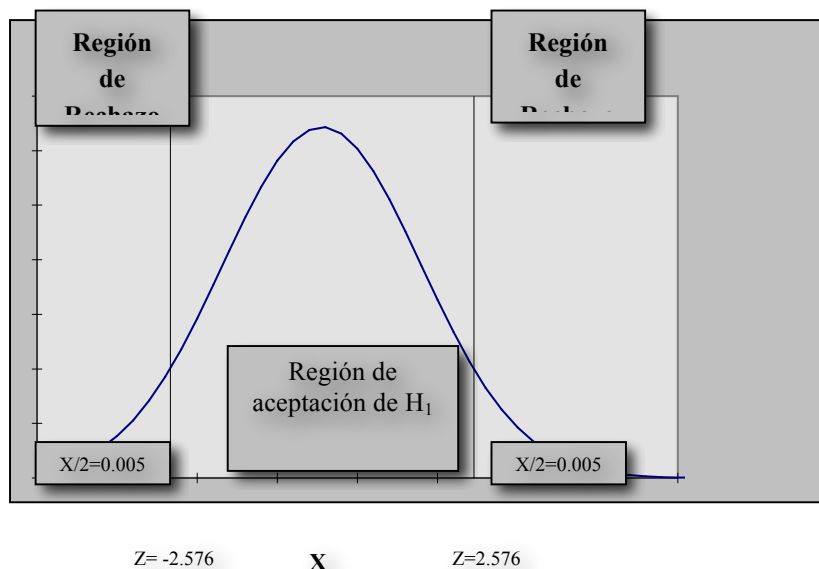
$$4. Z = \frac{|\bar{Z}|}{\sqrt{\frac{S_n^2}{n}}} = \frac{8,25}{\sqrt{\frac{29,007}{117}}} = 16,5758$$

Si  $Z \leq Z_{0.01}$ , se acepta la  $H_0$

Si  $Z > Z_{0.01}$ , se rechaza la  $H_0$

Como  $Z_{0.01} = 2.576 < 16,5758$ , rechazamos la  $H_0$  (con riesgo  $\alpha = 0.01$ ).

*El tratamiento produce una mejoría significativa. La rotación es significativamente menor tras el tratamiento de 12 meses (gráf.1).*



**Gráfico 1.** Rechazo de la negatividad del tratamiento con el método FED, con riesgo  $X = 0,01$

## ***Localización de la mejoría postratamiento***

***Prueba para determinar si el tratamiento actúa de forma diferente en al recuperación de la escoliosis lumbar y de la escoliosis dorsal.***

Análisis de la varianza: plan factorial de dos factores sin repetición.

- *Factor A:* Tipo de escoliosis, dorsal o lumbar en pacientes con escoliosis King-Moe I, II y V.
- *Factor B:* Pacientes (factor no interesante).

Según la distribución  $F$ :

$$F(1,161,0.05) = 3,89$$

$$F(1,161,0.01) = 6,79$$

el factor es significativo al nivel del 1%.

Ello es, hay diferencias en los resultados al tratar la escoliosis dorsal y la escoliosis lumbar en pacientes con escoliosis doble: es mayor la recuperación de la escoliosis lumbar. Esta diferencia significativa podría atribuirse al obstáculo que en la localización de las otras curvas escolióticas presentan las costillas de la caja torácica.

El grado medio de recuperación de la escoliosis King-Moe I dorsal es de  $X = 10^\circ$ , y la lumbar es de  $X = 13^\circ$ .

El grado medio de recuperación de la escoliosis King-Moe II dorsal es de  $X = 9^\circ$ , y la lumbar es de  $X = 10^\circ$ .

El grado medio de recuperación de la escoliosis King-Moe V dorsal es de  $X = 12^\circ$ , y la lumbar es de  $X = 11^\circ$ .

<b>Tabla . Análisis de la Varianza, con nivel de significación de 1%</b>						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Filas	8170	161	50,7469	3,1950	0,0000	1,4453
Columnas	185	1	185,2623	11,6639	0,0008	6,7949
Error	2557	161	15,8835			
Total	10913	323				

## Porcentaje de recuperación en relación al grado de manipulación ósea

1. *El valor del Risser.* Se ha calculado la media del valor Risser durante 12 meses, de tal modo que han resultado las equivalencias de la tabla 3.

**Tabla 3.** Valor del Risser medio a lo largo de 12 meses de tratamiento.

Risser $\bar{X}$	Risser inicial	Risser 12 meses
0	0	0
0,5	0	1
1	1	1
1,5	1	2
2	2	2
2,5	2	3
3	3	3
3,5	3	4
4	4	4
4,5	4	5
5	5	5

2. *El porcentaje de recuperación.* Ya que en todos los individuos se aprecia una mejoría, la medición ha de ser el grado de mejoría relativa

$$P_{r.cobb.} = \frac{(Curva \cdot inicial) - (Curva \cdot tras \cdot n \cdot meses \cdot trat.)}{Curvatura \cdot inicial} \times 100$$

$$P_{r.rot.} = \frac{(Rotación \cdot inicial) - (Rotación \cdot tras \cdot n \cdot meses \cdot trat.)}{Rotación \cdot inicial} \times 100$$

El Risser medio inicial es de de 1,805 y el Risser medio final es de 2,359. En la tabla 4 se exponen los porcentajes medios totales de recuperación del COBB y de la rotación en función del Risser medio después de 12 meses de tratamiento. En el caso del COBB, en los individuos con escoliosis doble se tendrá en cuenta únicamente la curva escoliástica mayor. Si las curvas iniciales son iguales, se utilizará el porcentaje de recuperación de la curva escoliástica dorsal, que en los casos de escoliosis doble, es la de menor recuperación relativa.

**Tabla 4.** Risser medio y porcentajes de recuperación (PR) del COBB y de la rotación.

Risser $\bar{X}$	PR medio del COBB a los 12 meses	PR medio de la rotación a los 12 meses
0	88,56	88,41
0,5	74,03	76,62

## **Correlación**

*Variables:*

$x$  = Risser medio en los 12 meses de tratamiento.

$y$  = Porcentaje de recuperación tras los 12 meses de tratamiento.

$$r_{xy} = \frac{\sum xy - \bar{x} \cdot \bar{y}}{S_x S_y} = -0,6689$$

**Prueba de independencia entre las dos variables  $x$  e  $y$**

$H_0$  : Independencia entre las variables  $x$  e  $y$ , si  $|r_{xy}| \leq r(398, 0.01)$ .

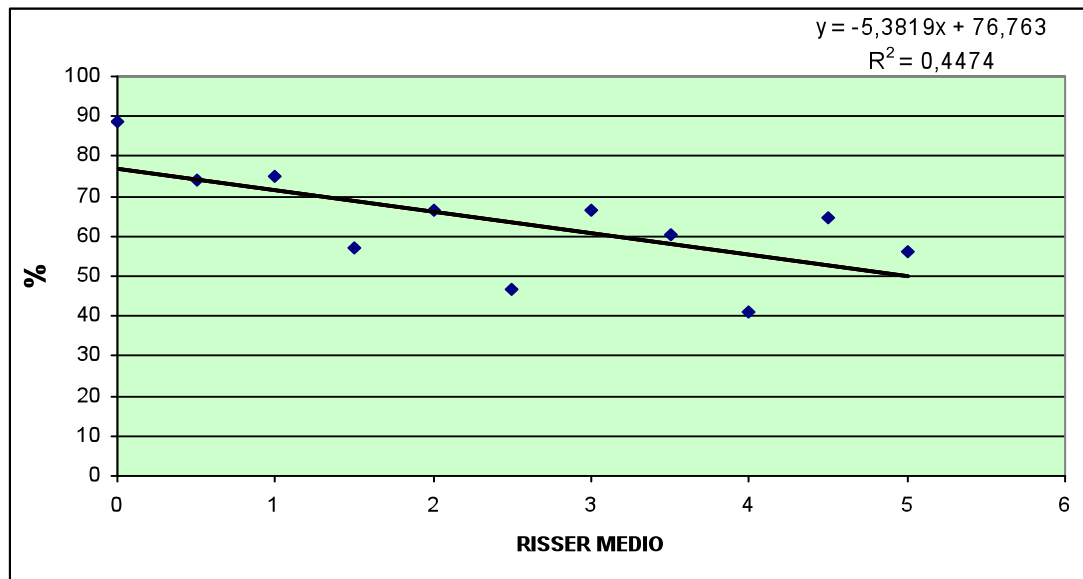
Se rechaza la hipótesis de independencia entre variables con riesgo  $\alpha = 0.01$ ; las variables  $x$  e  $y$  están relacionadas.

## **Rectas de regresión**

*Variables:*

$x$  = Risser medio en los 12 meses de tratamiento.

$y$  = Porcentaje de recuperación tras los 12 meses de tratamiento.



**Gráfico 8.** Recta de regresión. Se observa una dependencia entre el porcentaje de recuperación y el Risser medio, tras 12 meses de tratamiento con el método FED.

Se puede decir:

- Las variables  $x$  :[Risser medio durante 12 meses de tratamiento] e  $y$  :[porcentaje de recuperación tras 12 meses de tratamiento], son variables dependientes, con un coeficiente de correlación = - 0,6689.
- El coeficiente negativo indica que son variables inversamente proporcionales (rectas de regresión con pendiente negativa): cuanto mayor es el valor de la variable  $x$  :[Risser medio en los 12 meses], menor es el valor de la variable  $y$  :[porcentaje de recuperación tras los 12 meses de tratamiento].

## Discusión

Los resultados expuestos traducen claramente, sin duda alguna, los efectos terapéuticos del método FED sobre el hueso, cartílago, disco, ligamentos, músculos, sistema vascular, red sensitivo-motora, sistema neuromuscular y control de la posición ortoestática del paciente afecto de una deformación de su columna vertebral, y tienen una explicación lógica, racional y científica. De hecho, no existía razón alguna que no fuera estrictamente de dificultad técnica para pensar que no pudieramos conseguir con seres humanos, los resultados que unos años antes habíamos logrado en los conejos que tratamos exclusivamente con Fisioterapia (62,83).

Estos resultados, expuestos más atrás, que son el esfuerzo de haber evaluado, tratado y haber realizado los seguimientos de pacientes con escoliosis durante un período de más de quince años, contradicen frontalmente el concepto negativo que muchos especialistas tienen sobre la efectividad de la Fisioterapia en el tratamiento de las desalineaciones de la columna vertebral (14,15,28,31). Es probable que los resultados del tratamiento conservador, como dice Willers (89), no han estado documentados con claridad, pero ahora se le tiene que conceder a la Fisioterapia una preponderancia terapéutica mayor en el tratamiento de las desalineaciones de la columna vertebral de la que se le ha concedido, pues los trabajos experimentales y los resultados obtenidos avalan su eficacia y su indicación terapéutica como primera elección (8,17,35,62,64,66,67,68,75,83,87).

Cotrel (17) y Stagnara (75) han combinado programas de ejercicios sistemáticos y bien ejecutados, consiguiendo reducir la gravedad de las escoliosis idiopáticas.

En Norte América, sin embargo, se han inclinado por los “beneficios” de la cirugía y de los corsés, principalmente por el corsé de Milwaukee y la ortésis lumbosacra, y han despreciado abiertamente la Fisioterapia. Hoy sabemos que el corsé de Milwaukee tiene únicamente justificada su indicación en las cifo-escoliosis cervico-torácicas, que estadísticamente representan, aproximadamente, el 1% de las escoliosis. Por otro lado los resultados de la cirugía, como opción en el tratamiento de las desalineaciones del raquis, son cuestionados por sus efectos y complicaciones a largo plazo. Son cada vez más los especialistas que partidarios del tratamiento conservador, por nuevos efectivos y activos métodos conservadores aplicados precozmente (8, 17, 20, 35, 38, 39, 46, 57, 62, 64, 66, 67, 68, 74, 75, 83, 86, 87).

Sabemos que toda desalineación de la columna vertebral tiene su origen, por la causa que sea, en alteraciones de la vértebra o de los sistemas y elementos propios del caquis o relacionados con él, a los que llamamos alteraciones extravertebrales. Todas estas alteraciones se manifiestan con cambios morfológicos y anatomopatológicos de los diferentes tejidos, más o menos graves, que llegarán, de no tratarlos, a ser visibles a nuestro ojo, Estos cambios estructurales terminarán desequilibrando la perfecta armonía simétrica de la columna vertebral y de la caja torácica, que, a su vez, acelera el proceso deformante, sobre todo en escoliosis con valores angulares superiores a los 30° Cobb y con un elevado componente de rotación (50,73,77). Estructurada la deformación en la columna vertebral es necesaria una fuerza externa para poder reducirla, siempre que reúna las condiciones, entre las que tiene más importancia y que condiciona a todas las demás que el caquis no halla finalizado su crecimiento. Cuanto más joven sea el paciente, Risser alrededor de cero, más elevado es el

porcentaje de recuperación al aplicar el Método FED, y menos dificultades tendremos para normalizar las desviaciones patológicas de la columna vertebral.

Mccarthy (39) afirma que el diagnóstico precoz y el tratamiento en edad temprana es la mejor manera de prevenir las complicaciones posteriores de las escoliosis. Para Viladot (86) el mejor tratamiento de la escoliosis es el diagnóstico precoz.

De hecho algunos autores definen el riesgo de progresión de las escoliosis en relación con el período del estirón puberal y lo asocian con la presencia de la menarquia y la aparición de los caracteres sexuales secundarios (22, 36, 51, 75, 92). De ahí la insistencia en el diagnóstico y tratamientos precoces, antes de iniciarse el período de la aceleración del crecimiento. Existe suficiente documentación que nos permite conocer el riesgo de progresión de las escoliosis (22, 26, 36, 39, 40, 61, 74, 75, 92).

El Método FED es un tratamiento global, como ya explicamos, que corrige, principalmente, las curvas patológicas del caquis en período de crecimiento, reduce o hace remitir la sintomatología dolorosa en los niños y los adultos (8), mostrando un índice de efectividad (IE) (14,27) significativo y superior a todos los tratamientos conservadores existentes (35, 67, 87).

El Método FED, aunque investigado y puesto en práctica desde otro prisma, con metodología y técnicas distintas, con fuerzas externas correctoras no comparables, tiene alguna similitud con la técnica “E.D.F.”, de Cotrel y Morell (17). Las siglas FED – EDF, aunque en diferente orden en las acciones, significan lo mismo : F = Fijación; E = Elongación; y D = Desrotación e inflexión o inversión de las curvas escolióticas. La técnica de Cotrel y Morell sirviéndose de un sistema semejante a un bastidor rectangular, elonga, desrota y fija finalmente la columna vertebral mediante un yeso.

El Método FED fija la columna vertebral, tridimensionalmente, la elonga y desrota al mismo tiempo que la inflexiona y en muchos casos invierte las curvas escolióticas, no de forma pasiva si no dinámica y activa, mediante una fuerza monitorizada, para corregir las desalineaciones del raquis, generada por un sistema electro-neumomecánico y regulada en intensidad e intermitencia por un programa informático con todas las garantías de eficacia y seguridad. La Unidad FED es un sistema muy versátil y que se puede aplicar a cualquier tipo de desalineación del raquis sea escoliosis cifosis o lordosis.

## Principios y Fases terapéuticas

### Principios:

Las leyes físicas que rigen nuestro Universo, se aplican tanto a la materia inerte como a los seres vivos.

En física decimos que “un cuerpo es perfectamente elástico cuando después de haber sufrido una deformación bajo la influencia de una fuerza excesiva vuelve exactamente a su posición primitiva al cesar la fuerza que lo deformaba”.

Llamamos elasticidad a la propiedad que tienen ciertos cuerpos de deformarse bajo la actuación de una fuerza exterior y volver a su posición o forma primitiva al cesar dicha fuerza.

Sin embargo a partir de cierto límite, la elasticidad deja de ser perfecta cualquiera que sea el cuerpo considerado. Toda vez que la fuerza aplicada sea muy importante, el cuerpo no alcanzará a posición o forma primitiva y conservará una deformación permanente; si la fuerza sigue aumentando, llegará un momento que se producirá una ruptura del cuerpo.

***Todos los cuerpos sufren una mayor o menor deformación sobre el influjo de las fuerzas. El hecho de que consideremos rígidos los cuerpos es una inexactitud pero nos facilita los cálculos. Los cambios de forma o volumen que experimentan los cuerpos dependen de las fuerzas existentes entre sus moléculas, de las fuerzas externas, y del tiempo que actúa la fuerza externa.***

Una barra de longitud  $l$  y área  $A$ , sometida a una fuerza  $F$  de tracción se incrementa su longitud  $l$  en la razón  $\Delta l$

La razón  $\Delta l$  es la deformación  $e$ .

***La deformación de los materiales, se determina por “la fuerza por unidad de área y no por la fuerza total”.***

Resulta útil definir el esfuerzo  $\sigma$  en una barra de sección transversal  $A$  sometida a una fuerza  $F$  como el cociente entre la fuerza y el área.

***El esfuerzo es contrarrestado por las fuerzas intermoleculares del material.***

El cambio de longitud de una barra sometida a esfuerzos, válido para materiales compactos, de tracción o de compresión es proporcional a su longitud.

*Ejemplo:*

Una barra de longitud  $l$  sometida a una fuerza  $F$  se estira a una distancia

en ese momento, cada mitad de la barra se estira  $\frac{1}{2}$ .

“La deformación  $e$  es la variación relativa de la longitud”

## MÓDULO DE YOUNG

Las deformaciones elásticas de un sólido se relacionan con los esfuerzos asociados a través de magnitudes denominadas módulos elásticos. En la región lineal de la curva esfuerzo-deformación para la tracción o la compresión, su pendiente es el cociente entre el esfuerzo y la deformación y se le denomina módulo de Young  $E$  del material.

$\sigma$

$e$

Para los materiales homogéneos tales como el acero, los módulos de Young para la tracción y para la compresión son en general iguales. Para materiales no homogéneos como, por ejemplo, los huesos, los módulos para la tracción y la compresión son diferentes (Ver tablas).

## Tabla

**Módulos de Young y esfuerzos máximos de materiales representativos. Todas las magnitudes tienen unidades de N m<sup>-2</sup>**

Material	Módulo de Young, E	Esfuerzo máximo de tracción, $\sigma_t$	Esfuerzo máximo de compresión, $\sigma_c$
Aluminio	$7 \times 10^{10}$	$2 \times 10^8$	
Acero	$20 \times 10^{10}$	$5 \times 10^8$	
Ladrillo	$2 \times 10^{10}$	$4 \times 10^7$	
Vidrio	$7 \times 10^{10}$	$5 \times 10^7$	$11 \times 10^8$
Hueso (a lo largo de su eje)			
Tracción	$1,6 \times 10^{10}$	$12 \times 10^7$	
Compresión	$0,9 \times 10^{10}$		$17 \times 10^7$
Madera dura	$10^{10}$		$10^8$
Tendón	$2 \times 10^7$		
Caucho	$10^6$		
Vasos sanguíneos	$2 \times 10^5$		

## LEY DE HOOKE

La región lineal esfuerzo-deformación (ver gráfico) se denomina también región de la ley de Hooke. En esta región, como el esfuerzo se relaciona linealmente con la deformación, la fuerza se relaciona linealmente con la elongación.

Ello puede verse si se utiliza la definición del módulo de Young escrito como  $E = \frac{\sigma}{\epsilon}$  con las definiciones del esfuerzo  $\sigma = \frac{F}{A}$  y la deformación  $\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0}$  esta relación se convierte en:

Así pues, en la tracción o en la compresión la fuerza sobre un objeto es proporcional a su elongación.

K se denomina la constante elástica y es:  $K = \frac{EA}{L_0}$

***La ley de Hooke es válida mientras el objeto sometido a esfuerzos se encuentra en la región lineal.***

Resumiendo, existen tres tipos de esfuerzos:

- El esfuerzo de tracción. Es la fuerza por la unidad de área que tiende a producir una elongación del material o tejido.
- El esfuerzo de compresión. Es la fuerza por unidad de área que tiende a comprimir el material o tejido.
- El esfuerzo tangencial. Corresponde a la aplicación de fuerzas del tipo de las que ejercen o desarrollan las tijeras.

Figura Tensión, compresión y esfuerzo tangencial

## **APLICACIÓN: Pongamos de modelo al músculo.**

Según las leyes de Borelli sabemos que un músculo sometido a tracciones, donde su elasticidad permanece perfecta, sufre elongaciones que no son proporcionales a las cargas. Para una misma carga la elongación es tanto más débil en la medida que el músculo se encuentra más estirado.

**“Cuando el músculo está en reposo, una débil fuerza puede obtener una gran elongación, mientras que al final del recorrido hace falta imponer una fuerza considerable para obtener una ligera elongación.”**

Si la Fuerza puesta en juego sobrepasa los límites de la elasticidad máxima o perfecta, el músculo conserva entonces una cierta deformación. Si seguimos aumentando la fuerza que actúa sobre el músculo sobreviene la ruptura del mismo y se origina una gran deformación permanente.

Figura...

Fases de la elongación muscular

Figura...

Representación gráfica de la elongación muscular.

En las figuras 3 y 4 se representan las cuatro fases de que consta la elongación muscular.

**Fase 1:** el músculo se encuentra suspendido verticalmente (O).

**Fase 2:** colocamos un kilogramo en el tendón libre del músculo y lo elongamos al máximo de su capacidad ( R ). En esta fase existen dos tipos de deformación o elongación; en un primer tiempo la deformación es rápida e importante; en el segundo lenta y mínima, hasta que llega un momento en el que no se evidencia deformación. En ese momento se debería aplicar una fuerza superior para conseguir una insignificante elongación. De seguir elevando la carga sobreviene la ruptura del músculo. En ese caso la deformación sería importante y permanente.

**Fase 3:** Después de cierto tiempo sin haber llegado a saturar la resistencia del músculo (T), retiramos el peso. Rápidamente el músculo tiende a volver a su posición inicial (V )

**Fase 4 :** Transcurrido un tiempo (T ) el músculo permanece prácticamente inamovible sin haber llegado a la posición que tenía al principio de la experiencia. Conserva una deformación ligera y permanente (DP).

## **DEFORMACIÓN DEL MÚSCULO**

Sabemos que el comportamiento mecánico de los cuerpos sólidos y líquidos no es igual. El líquido difiere del sólido por la extrema facilidad que tiene para deformarse, incluso frente a una fuerza insignificante.

# KINESIOLOGIA GLOBAL

El comportamiento mecánico del músculo se asemeja a los materiales inertes del tipo visco-elásticos.

De acuerdo con las leyes de la física, el comportamiento mecánico de un cuerpo perfectamente elástico depende, principalmente de la Fuerza aplicada, de la tensión y del tiempo. La tensión es independiente del tiempo; la deformación varía únicamente en función de la fuerza aplicada.

Sin embargo la materia inerte, con propiedades elásticas, pero no perfectas, sometida a una elongación máxima y prolongada en el tiempo, ofrecerá finalmente una deformación permanente después de haber cesado la fuerza deformadora.

Se desprende que existen dos clases de deformación:

- a) **Deformación elástica temporal.** Desaparece al cesar la fuerza que lo originaba. (cuerpo perfectamente elástico)
  
- b) **Deformación permanente.** Persiste después de suprimir la fuerza deformadora inicial.

Al elongar un músculo conseguimos una deformación elástica temporal. Si aumentamos la elongación o fuerza deformadora y el tiempo, se produce un flujo, más o menos rápido, dependiendo del coeficiente de elasticidad, de sustancia (moléculas, iones, átomos, cristales o segregados moleculares).

Las moléculas se desplazan unas con relación a otras, tendiendo a una reorganización merced a su fuerza de atracción.

Cuanta más fricción existe en el desplazamiento de las moléculas, mayor es el grado de viscosidad del músculo o del cuerpo inerte. Por otro lado, cuanto mayor es el coeficiente de elasticidad del músculo, o material inerte, mayor Fuerza de tensión necesitaremos para sobrepasar la deformación elástica temporal y alcanzar la deformación permanente (Flujo de sustancia).

7

Cuanto más elástico sea el músculo que deseamos elongar, más tensión necesitamos para llegar a su umbral de deformación permanente y más tiempo para acrecentar la deformación.

La deformación de un músculo es proporcional al tiempo de tracción y a la fuerza e inversamente proporcional a su coeficiente de elasticidad. Los expresamos mediante la fórmula:

$$D = \frac{F \times t}{c. e.}$$

D = Deformación

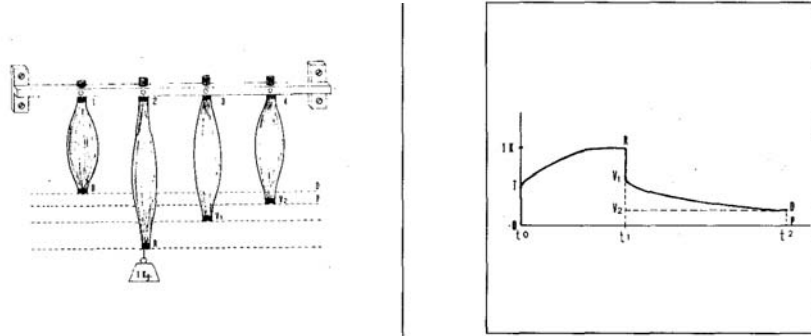
F = Fuerza

c.e. = Coeficiente de elasticidad

t = Tiempo

Esta fórmula se puede aplicar, además de con el músculo, a los tejidos óseo, cartilaginoso, capsular, ligamentoso, piel... etc.

En el caso del músculo al tener un coeficiente de elasticidad muy elevado necesitaremos una fuerza y un tiempo importantes para producir una deformación.



## LA TRACCIÓN Y COMPRESIÓN SOBRE EL HUESO.

### TRACCIÓN (b)

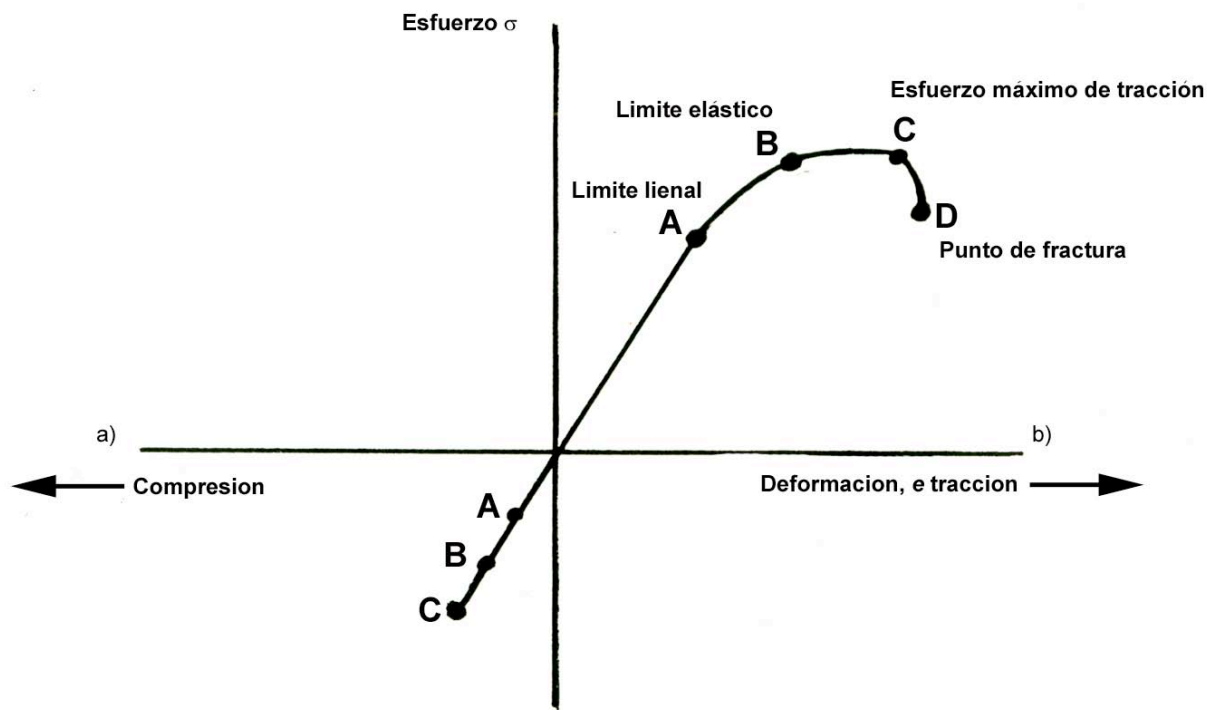
Gráfico: esfuerzo - deformación - fractura, de un material frágil como el hueso. El punto D de fractura está muy cerca del punto de esfuerzo máximo. (Fig. )

### COMPRESIÓN (a)

El gráfico para el hueso, es distinto en el caso de la compresión. (Fig. )

**“La zona de deformación, de cualquier tejido, en este caso el hueso, comprendida entre A y D existe una actividad molecular intensa”.**

Serra (70), apunta que los valores de densidad ósea poseen una estrecha correlación con el comportamiento mecánico.



## RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DEL HUESO CORTICAL

Autores y año	Kg/mm <sup>2</sup>	Observaciones
Rauber, 1876	14,4	Hueso humano fresco
	19,0	Hueso humano fresco
Calabrisi y colab., 1951	21,2	Hueso humano fresco
Dempster y Liddidcoat,	13,4	Hueso humano seco rehidratado. Longitudinal
	10,8	Hueso humano seco rehidratado. Transversal
	11,9	Hueso humano seco rehidratado. Radial
Yokoo, 1952	16,2	Hueso humano longitudinal
Amtmann, 1968	23,2	Hueso humano seco
Gray y colab., 1974	18,1	Hueso humano fresco
Reilly y colab., 1975	19,6	Hueso humano fresco. Longitudinal
	13,5	Hueso humano fresco. Transversal

La fuerza de tracción ejercida sobre el hueso del paciente, durante el tratamiento en la Unidad FED, es mínima y la desestimamos (es igual al peso parcial del paciente, ya que este último apoya en el suelo ligeramente los pies). Por el contrario, la fuerza de compresión aplicada sobre el ápex de la curva escoliótica, y que genera el brazo mecánico, puede llegar a alcanzar una fuerza máxima de 100 kilos. La superficie del brazo mecánico es aproximadamente de 10 cm. Por 20 cm. O sea 200 cm<sup>2</sup> o 2.000 mm<sup>2</sup>. Si dividimos la fuerza de compresión máxima que podemos aplicar en la Unidad FED entre la superficie del brazo mecánico tenemos que la compresión máxima a la que podemos someter al hueso es de 0,05 Kg/mm<sup>2</sup>. El promedio de resistencia a la compresión del hueso cortical humano es, aproximadamente, de 16 Kg/mm<sup>2</sup>. Luego vemos que la acción del brazo mecánico, per se, no puede lesionar al hueso.

## FISIOPATOLOGIA DE LA RETRACCIÓN MUSCULAR.

G. Tardieu en 1969 (80), investigó el efecto de la retracción muscular. Se sirvió de dos grupos de gatos a los cuales mantuvo enyesadas las patas de tres a cinco semanas. A un grupo de flexión plantar completa y al otro en extensión. El estudio del músculo sóleo reveló lo siguiente:

- a) **Sóleo retraído** (animales enyesados con la pata en flexión plantar completa):
  1. Una atrofia muscular con una pérdida de peso del 55%.
  2. Los sarcómeros disminuyeron del orden de un 35 %.
  3. Disminución de las fuerzas activas y aumento de las fuerzas pasivas.
  
- b) **Sóleo elongado** (animales enyesados con la pata en flexión dorsal o extensión):
  1. Trofismo muscular normal.
  2. Aumento del número de sarcómeros.Disminución de las fuerzas activas.

De este trabajo se desprenden las siguientes conclusiones:

**Primera:** El número de sarcómeros aumenta al movilizar el músculo en elongación, y disminuye al hacerlo en acortamiento o retracción.

**Segunda:** La atrofia muscular está relacionada con la inmovilización en acortamiento del músculo

**Tercera:** Toda inmovilización en acortamiento del músculo disminuye las fuerzas activas del mismo.

Del estudio de Tardieu (80), se desprende que los tejidos localizados en la concavidad del raquis deformado pierden sus propiedades fisiológicas, alterándose en función de la gravedad de la curva, sea esta cifótica, escoliótica o lordótica.

Además de los cambios morfológicos que experimentan todos los tejidos sometidos a fuerzas anormales, tendones, cápsulas, ligamentos..., pierden de forma total o parcial su capacidad propioceptiva al verse afectados los mecanismos aferentes y eferentes de los mismos, agravándose el cuadro patológico progresivamente de no hacer nada para detenerlo.

## FASES TERAPEUTICAS

En el método FED distinguimos principalmente tres fases:

- A. Elongación
- B. Fijación
- C. Desrotatoria e inversora de la curva

Son fases sucesivas, que interactúan entre ellas sumando su potencial de acción terapéutico. Estudiemos cada una de ellas por separado.

### A. Fase de elongación

Cuando el paciente, con alteraciones, sean cifóticas, lordóticas o escolióticas, es sometido a la acción de la elongación por tracción, en el interior de la máquina, gracias

a la fijación subaxilar, torácica y ventral, mediante un chaleco, (fig.:36), se producen una serie de reacciones que seguidamente vamos a describir.

Esta disposición hace que aproximadamente el 80% del peso del paciente, que representa el peso del tronco y de las dos extremidades inferiores, traccione verticalmente, en dirección caudal, sobre, aproximadamente, toda la columna vertebral. Para cuantificar esa tracción pongamos un ejemplo:

Un niño que pese 50 kg. su columna vertebral experimentará una tracción podal de aproximadamente 40 kg. Esta fuerza de tracción, aplicada sobre el raquis, tiene un valor terapéutico importante por el efecto de elongación.

Veamos cómo actúa:

\*Separa los cuerpos vertebrales entre sí, equilibrando las diferencias existentes entre los lados cóncavo y convexo de las Curvas.

\*Disminuye la compresión de las hemivértebras y de sus platinos epifisarios, y de los hemidiscos localizados en la concavidad de la deformación.

\*Descomprime las carillas articulares de las vértebras, principalmente en el lado cóncavo.

\*Reduce las asimetrías de los espacios intercostales entre los lados cóncavo y convexo de las curvas.

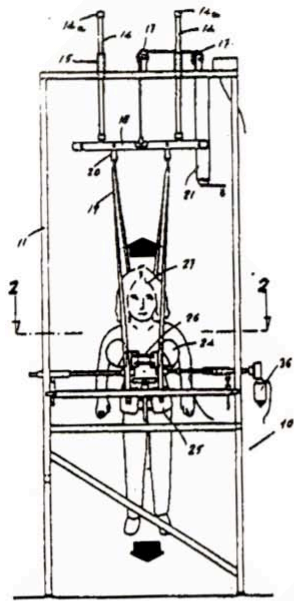
\*Elonga los ligamentos y músculos retraídos de las regiones cóncavas

\*Mejora la vascularización y la nutrición, tanto en los tejidos situados en el lado cóncavo, como los situados en el lado convexo de la curva, ya que disminuyen, la distracción en el lado convexo y la compresión en el lado cóncavo, lo que equivale a reducir la isquemia nutricional.

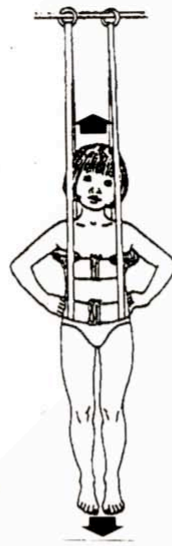
\*Las curvas experimentan una reducción funcional por los componentes de fuerzas que se originan, donde la fuerza resultante mayor o principal, es la que tiende a reducir las curvas patológicas.

\*Mejora la línea de proyección correspondiente al *centro de gravedad*, (c.d.g.), de la columna vertebral por el mismo razonamiento anterior.

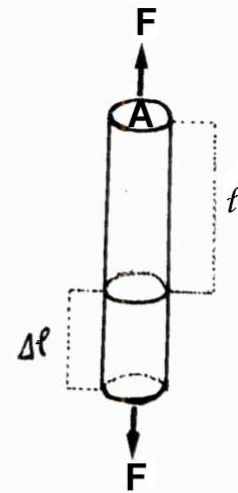
Esta fase, además, prepara la columna vertebral, una vez fijada tridimensionalmente, para que entre en acción el brazo mecánico en unas condiciones ergonómicas excelentes, lo que potencia, extraordinariamente los efectos terapéuticos que acelerarán la recuperación y normalización del raquis desalineado.



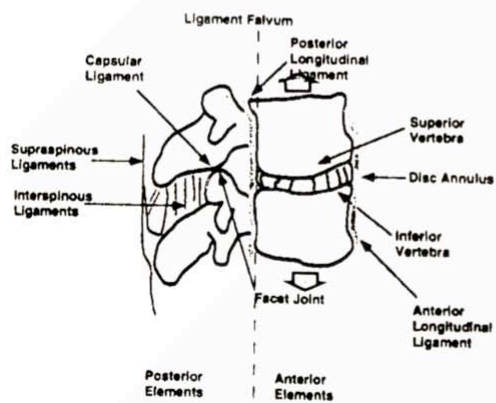
a)



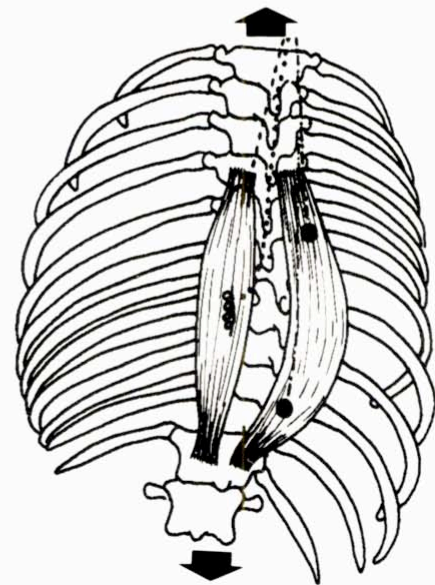
b)



c)



d)



e)

## B. Fase de fijación

El paciente, en esta fase, se encuentra suspendido en el interior de la máquina. El brazo mecánico o empujador se sitúa siempre a la altura de ápex de la curva

mayor de la columna, previamente identificado en la radiografía. A continuación se estabilizan los segmentos distales, de la curva mayor, por su lado cóncavo con uno o más fijadores, según convenga. Después se inmoviliza la cesta pélvica con fijaciones anterior y posterior. Finalmente, antes de poner en funcionamiento la máquina, empujamos con el brazo mecánico, accionándolo manualmente sobre el ápex de la curva que comienza así a reducirse, al mismo tiempo que aumenta la presión en todos los puntos de contacto fijadores y brazo mecánico, con la columna vertebral y que constituye la fijación tridimensional de la misma. Esto es el ajuste de la fijación (fig.: 54).

Al brazo mecánico, en función de los grados de rotación vertebral, que podemos medir directamente sobre la radiografía con la regla de Raimondi (55,56,57), y que se manifiesta con una protuberancia costotrasversa posterior, giba, localizada en el lado convexo, lo aplicamos con una angulación determinada. La disposición angular del brazo mecánico, entre otros efectos que más adelante señalaremos, consigue, al entrar en acción, desrotar la rotación vertebral.

Al llegar a este momento podemos decir que la curva patológica del raquis que vamos a tratar ha sido puesta en tensión. La fijación tridimensional del raquis únicamente permite, en la siguiente fase, al brazo mecánico, realizar dos acciones terapéuticas de extraordinario valor: una inflexión o inversión de la cuna y una desrotación de la misma curva sobre su eje. Las fijaciones dispuestas sobre la columna vertebral impiden cualquier otro movimiento o desplazamiento de la misma que pudiera restar eficacia a las principales fuerzas correctoras generadas por el brazo mecánico. La posición alcanzada en esta fase por la columna vertebral incrementa los efectos terapéuticos de la fase anterior.

### **C. Fase desrotatoria e inversora de la curva**

Las fases precedentes han situado la columna vertebral desviada en posición de ser tratada, La puesta a punto o en tensión del raquis, para emplear un término osteopático, en el interior de la máquina, inicia el proceso restaurador de las deformaciones. Sin embargo, el remodelamiento en profundidad de los tejidos se produce al presionar el brazo mecánico sobre el ápex de la curva, pertenezca esta última a una escoliosis, cifosis o lordosis.

La posición del brazo mecánico, al entrar en funcionamiento, determina su acción y efecto sobre la deformación raquídea, que puede ser:

- a) Inflexión o inversión de la curva,
- b) Movimiento combinado y simultáneo de inversión desrotación.

La inflexión e inversión de la curva está indicada y es la apropiada para corregir las cifosis y las lordosis.

La escoliosis, por lo general, se beneficia más de los movimientos combinados, o sea, de la inflexión e inversión y desrotación de la curva.

Estudiemos los efectos físicos que cada una de estas acciones produce sobre las distintas deformaciones que se pueden presentar en la columna vertebral. Los resultados terapéuticos dependerán, en gran medida, de una buena y adecuada aplica

ción de las fuerzas correctoras generadas por la acción del brazo mecánico, la conveniente elongación e imprescindible fijación tridimensional del raquis.

## **a) Inflexión o inversión de la curva**

El brazo mecánico, apoyado perpendicular sobre el ápex de la curva principal que deseamos corregir, accionado por un sistema electrónico, presiona produciendo una inflexión y en la mayor parte de las veces una inversión, más o menos pronunciada, de la desviación (fig.: 55). Todo esto se hace posible porque en la columna vertebral, durante la fase de fijación, se disponen unos puntos de apoyo, fijadores tridimensionales, bien estudiados, que monitorizan convenientemente el desplazamiento, en sentido corrector, de los diferentes segmentos vertebrales. Risser en 1952 (59,60), usó un bastidor en el que colocaba al paciente con escoliosis en posición horizontal y se servía de un semiarco, del que salía un brazo para presionar sobre el ápex de la curva escoliótica con la finalidad de corregirla.

La distracción de la columna vertebral, que proporciona la elongación por suspensión del paciente, facilita la inflexión o inversión de la curva al quedar suprimidas, en parte, las fuerzas compresivas intervertebrales, interdiscales e intercostales.

Desde la puesta en marcha del brazo mecánico hasta finalizar su recorrido, que coincide con el punto de máxima inflexión o de la inversión de la curva, se producen importantísimos cambios en la distribución de presiones y tracciones entre los diferentes tejidos situados en los lados cóncavo y convexo.

La fuerza externa, generada por la máquina, invierte la situación de manera que en aquellas zonas, tanto vertebrales, intervertebrales como extravertebrales, donde las condiciones de compresión no solamente estaban abolidas, sino que además existía una fuerza distractora más o menos grave, produce una enorme presión para una superficie mínima; o sea, aumenta considerablemente la presión por unidad de superficie. De tal modo que, en el lado convexo, la hemivértebra con todos sus elementos propios, núcleos de crecimiento, platillos epifisarios y cartílagos de crecimiento, carrillas articulares, así como el hemidisco y las costillas correspondientes, reciben enormes cargas de compresión para una reducida superficie, cuyo estado previo al tratamiento se caracterizaba por existir una importante fuerza distractora. Esta compresión, fuerza correctora, también actúa sobre los cartílagos neurocentrales, aunque no con la misma contundencia a como lo hace durante el movimiento combinado de inversión-desrotación que más adelante estudiaremos.

Del mismo modo, por efecto de la compresión, los mecanismos de imbibición, nutrición y vascularización del hemidisco, cartílagos y hemivértabras van a experimentar alteraciones severas.

Sabernos que los factores compresivos, unilaterales, provocan y agravan las desviaciones vertebrales, y se caracterizan por producir una concavidad en el lado sometido a compresión (37,44,48,62,65,78,79,83).

La alteración experimental de los núcleos de crecimiento de forma unilateral en la vértebra, en animales, causó escoliosis, cifosis y lordosis (20,23,29,30,47,48,49). Las epifisiodesis unilaterales en perros y conejos produjeron acuñaamiento vertebral y escoliosis (2, 53), En todas las experiencias la concavidad apareció en el lado alterado.

Lesiones en las placas epifisarias de las hemivértabras pueden originar escoliosis y cifosis (52,72,89,92), Trastornos unilaterales de los sistemas nutricionales,

vascularización e imbibición de las vértebras, discos y cartílagos, desestabilizaron la columna vertebral y originaron escoliosis con la concavidad correspondiente en el lado alterado(3, 11,18,19,54,88)

Todos los estudios experimentales coinciden al afirmar que los factores compresivos unilaterales son capaces de interferir en el desarrollo simétrico y armónico de la vértebra y provocar finalmente una desviación de la columna vertebral, y que la concavidad se presentó siempre en el lado alterado.

Con la inflexión e inversión de la curva se generan compresiones en el lado convexo, que actúan sobre los elementos propios de la hemivértebra, hemidisco y también extravertebrales. modificando progresivamente sus estructuras, que se manifestarán con cambios morfológicos, en este caso muy convenientes, que irán restableciendo la normalidad en el raquis desviado. La disposición anormal de las costillas en el raquis desviado, con la inflexión e inversión de la curva, sufren modificaciones juntándose en el lado convexo que pasará a ser cóncavo y separándose en el lado cóncavo que se hará convexo (fig.: 55). Las alteraciones homolaterales de la parrilla costal pueden influir en la patogénesis de casos de escoliosis idiopáticas (71).

Los tejidos blandos: músculos y ligamentos principalmente, situados en el lado cóncavo, generalmente muy retraídos y acortados, que muchas veces contribuyen directa o indirectamente a la aparición o fijación de [ desviación de la columna vertebral, son deformados en elongación, durante todo el tiempo que el paciente recibe tratamiento con la máquina, alcanzando el punto máximo de elongación o deformación con la inversión de la curva. Es pues una fase absolutamente necesaria para la restauración de la normalidad del raquis desviado.

La inhibición unilateral de la musculatura o de los ligamentos del raquis, en animales, causó escoliosis en los mismos (33,41,42,69,76). Una condrogénesis asimétrica por compresión desigual al interrumpir unilateralmente la inervación de los músculos interespinosos, sacroespinales y ligamentos en animales, les causó finalmente cifosis y escoliosis (5,12,42,58,76).

La actividad neuromuscular sincronizada de la musculatura paravertebral es imprescindible para mantener el equilibrio y la estabilidad del raquis. Las alteraciones prolongadas en la función neuromuscular de la columna vertebral producen desviaciones en la misma. La elongación de los tejidos retraídos del lado cóncavo de la curva es el principio de la normalización del raquis desviado. La consolidación de la normalidad la obtenemos al modificar las estructuras óseas, cartilaginosas y al restablecer la normalidad en la actividad neuromuscular.

La presión del brazo mecánico, sobre el ápex de la curva, sea escoliótica, cifótica o lordótica, según los casos, se mantiene por espacio aproximado de diez segundos (en ciertas curvas más, en otras menos). Este acto se repite, aproximadamente, alrededor de cuatro veces por minuto, o alrededor de ciento veinte, durante los 30 minutos que dura la sesión. Cuando el brazo mecánico presiona el ápex de la curva escoliótica se insta, además, al paciente a inspirar para facilitar la expansión de los lóbulos pulmonares del lado cóncavo que tienen disminuida su capacidad de ventilación en esfuerzo (1,9), a fin de normalizar la función pulmonar.

Durante los períodos de relajación, que corresponden a la descompresión del brazo mecánico, se insta al paciente a que mantenga la posición corregida a la cual le ha llevado la máquina. El autocontrol postural, en posición ortoestática, activa los interceptores espinales que juegan, como decimos más atrás, un papel importantísimo en el restablecimiento del equilibrio y la postura normal de la columna vertebral. En la medida que el paciente ensaya, una y otra vez, de corregir las tensiones anómalas de la musculatura espinal estimula los analizadores de los movimientos crean-

do un reflejo codicionado de autocorrección, que contribuye también a un remodelamiento progresivo del tejido óseo, cartilaginoso y muscular que al sumarse a las otras acciones terapéuticas terminarán, finalmente, por restablecer la normalidad en el raquis desviado.

El papel del SNC es fundamental en la recuperación neuromuscular, pues los músculos son esclavos de la motoneuronas (6). Recuperar la actividad neuromuscular del lado cóncavo de la curva escoliótica es básico para alcanzar la corrección permanente y normalización del caquis desviado.

## **b) Movimiento combinado y simultáneo de inversión y desrotación, con tracción elongación**

La inversión y desrotación de la curva es el movimiento corrector que se aplica a la escoliosis acompañada de un mayor o menor componente de rotación sobre su eje. Este movimiento combinado de inflexión-desrotación, cuando la curva y su rotación son de cierta gravedad, solamente las fuerzas inflexoras y desrotadoras generadas en la máquina pueden llegar a invertir y desrotar la curva: con otros procedimientos

nos parece imposible que se pueda conseguir.

La inversión de la curva, con la ayuda de la máquina, produce todos los efectos correctores sobre el raquis desviado que ya hemos señalado más atrás. Al aplicar el brazo mecánico, en esta ocasión, no lo hacemos perpendicularmente sobre el ápex de la curva, sino que modificamos el ángulo entre el punto de apoyo (brazo mecánico-paciente) y la línea de proyección de la fuerza que genera el motor, reduciendo más o menos ese ángulo en función de la gravedad de la rotación. De esta manera imprimimos a la curva una tracción elongadora con inflexión y al mismo tiempo una fuerza desrotatoria. A los efectos correctores de la tracción-elongación, inflexión-inversión, se suman ahora la desrotación de la curva escoliótica (fig.: 57).

El brazo mecánico produce una serie de reacciones que tienen un elevado valor terapéutico al presionar sobre las costillas, desplazadas en dirección posterior, y que forman la protuberancia posterior o giba (fig. 56). Este acto terapéutico tiene en cuenta el complejo biomecánico que describe Aubin (7) y Labelle (32), cuando se reiteran en la manera de corregir tridimensionalmente la deformidad y según postula García-Alsina (24) en las conclusiones de su tesis doctoral. Así pues el brazo mecánico y la fijación tridimensional de raquis escoliótico producen las reacciones y efectos que describimos a continuación :

- a) El extremo proximal de la costilla empuja el cuerpo vertebral, girado por efecto de la rotación hacia el lado convexo, llevándolo hacia la línea media o lado cóncavo de la curva. En la parrilla costal contralateral un apoyo externo facilita la apertura del espacio costovertebral del lado cóncavo.
- b) Por la misma acción las apófisis espinosas y los pedículos giran hacia el lado convexo de la curva, O sea, la máquina realiza una corrección que neutraliza e inhibe la naturaleza deformante de la escoliosis.
- e) Al mismo tiempo el empuje que se ejerce en sentido transversal sobre las costillas o directamente sobre el lado convexo de la vértebra, produce varias acciones que seguidamente señalamos:

1. Descomprime el cartílago neurocentral, lo que facilita su reactivación (fig.: 58). Sabemos que el cierre unilateral del cartílago neurocentral, de foma pre-

matura, detiene el crecimiento anteroposterior de la hemivértebra apareciendo una convexidad del mismo lado. Mientras, en el lado cóncavo el cartílago fértil sigue estimulando el crecimiento del arco que se alarga y deforma y rota la vértebra de forma característica (10,25,33,34,41,53,83). (fig. 59).

La escoliosis experimental guarda relación estrecha con la actividad de los cartílagos neurocentrales; las curvas dejan de ser evolutivas al fusionarse los cartílagos neurocentrales (10,11,16,25,33,34,43,53,82,85). (fig.: 59).

2. Modifica la orientación patológica de las fibras del anillo fibroso de disco intervertebral].

3. Corrige en el lado cóncavo las deformaciones de los elementos de unión intervertebrales, cápsulas, ligamentos y músculos, restaurando la disposición anómala de sus fibras.

4. Amplía la movilidad intervertebral e intercostal, flexibiliza la curva y aumenta las posibilidades de autocorrección y mejora la ventilación pulmonar.

5. Estimula en el lado cóncavo el sistema propioceptivo, o interoceptores de las cápsulas, ligamentos, tendones y músculos al ponerlos en tensión comienzan a transmitir aferencias hacia los centros superiores que registran la posición corregida. Una acción volitiva del paciente, al principio, intenta mantener la postura ortoestática. El estiramiento progresivo de los tejidos retraídos, al ser invertida y desrotada la curva, facilita y mejora el autocontrol postural.

Al aumentar progresivamente, por el entrenamiento del paciente, para alcanzar a postura normal, el tránsito de impulsos aferentes y eferentes, que se incrementa extraordinariamente al retirarse y dejar de actuar el brazo mecánico, se activan las vías que permanecían fuera de uso, apareciendo paulatinamente los automatismos que controlan la posición corregida u ortoestática de la columna vertebral. Con la recuperación neuromuscular se pretende estimular los receptores sensoriales y motores activando las corrientes o impulsos nerviosos (63). Finalmente la corrección de la deformidad deja de ser un

Figura 54. Esquema-colocación sobre el raquis escoliótico de los elementos de fijación tridimensional y el brazo mecánico o corrector dinámico de la curva patológica.

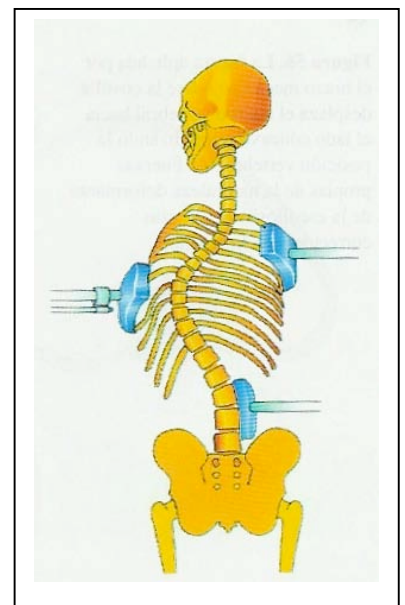


Figura 55. A: Radiografía de una escoliosis en una niña de 13 años sin corregir. B: Radiografía del caso anterior bajo la acción dinámica hipercorrectora de la máquina. Se puede observar la inflexión e inversión de la curva.

Fig.55

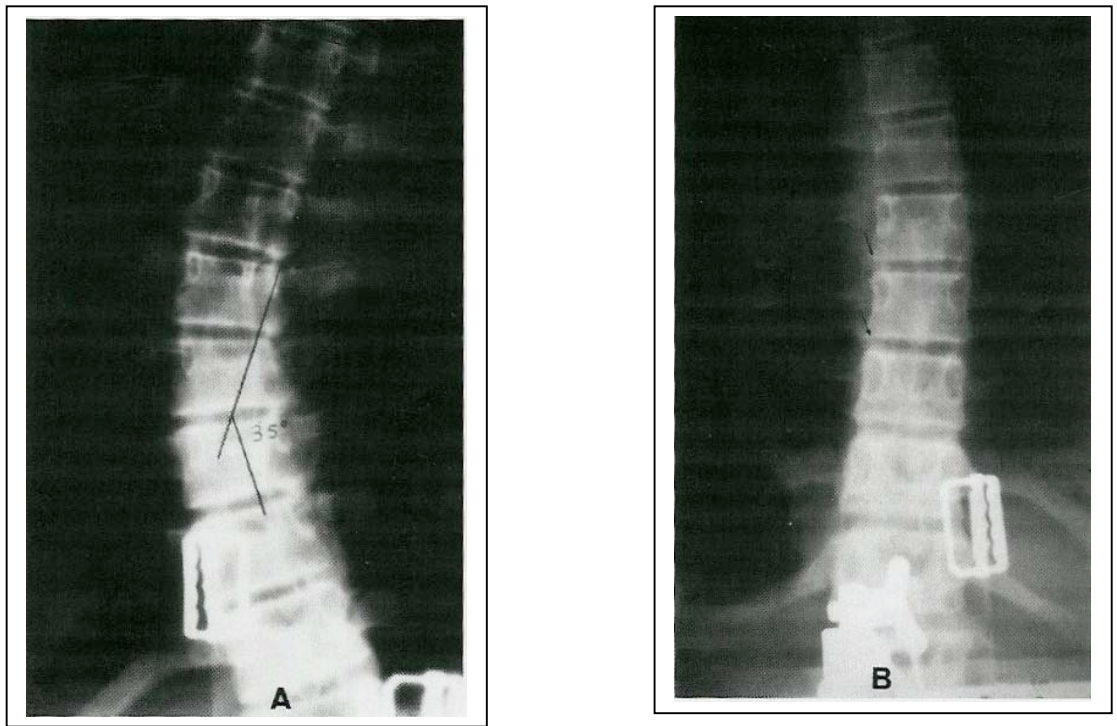
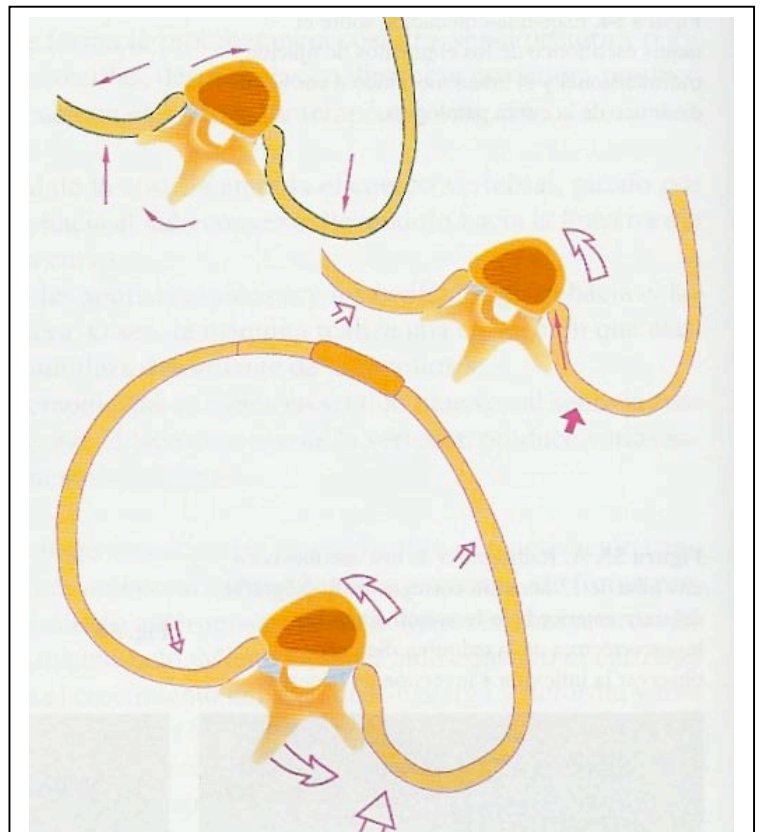


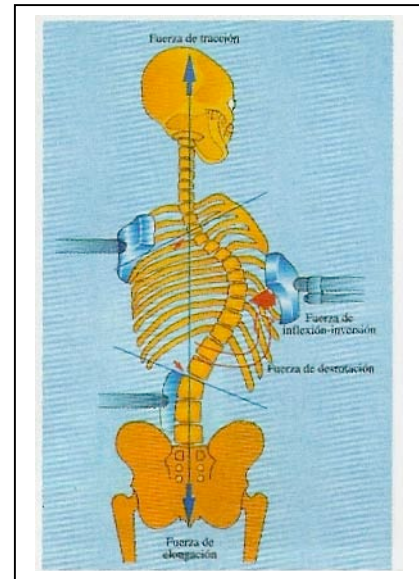
Figura 56. La fuerza aplicada por el brazo mecánico sobre la costilla desplaza el cuerpo y hacia el lado cóncavo normalizando la posición vertebral. A: Fuerzas propias de la naturaleza deformante de la escoliosis. B: Fuerzas correctoras de la máquina

a escoliosis. 8: Fuerzas conectoras de la máquina.



# KINESIOLOGIA GLOBAL

Figura 57. Representación esquemática de as fuerzas de tracción-elongación, inflexión-inversión y desrotación aplicadas con la máquina para corregir una curva escoliótica rotada.



Fig,57

Figura 58. El cartilago neurocentral se descomprime por la acción dinámica del brazo mecánico, lo que facilita su reactivación que finalmente estimulará el crecimiento del arco neural acortado y normalizará e estado de la vértebra,

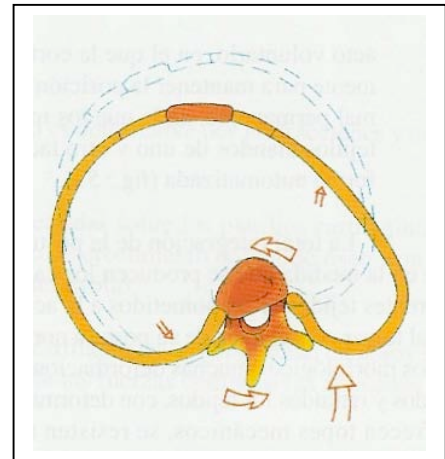
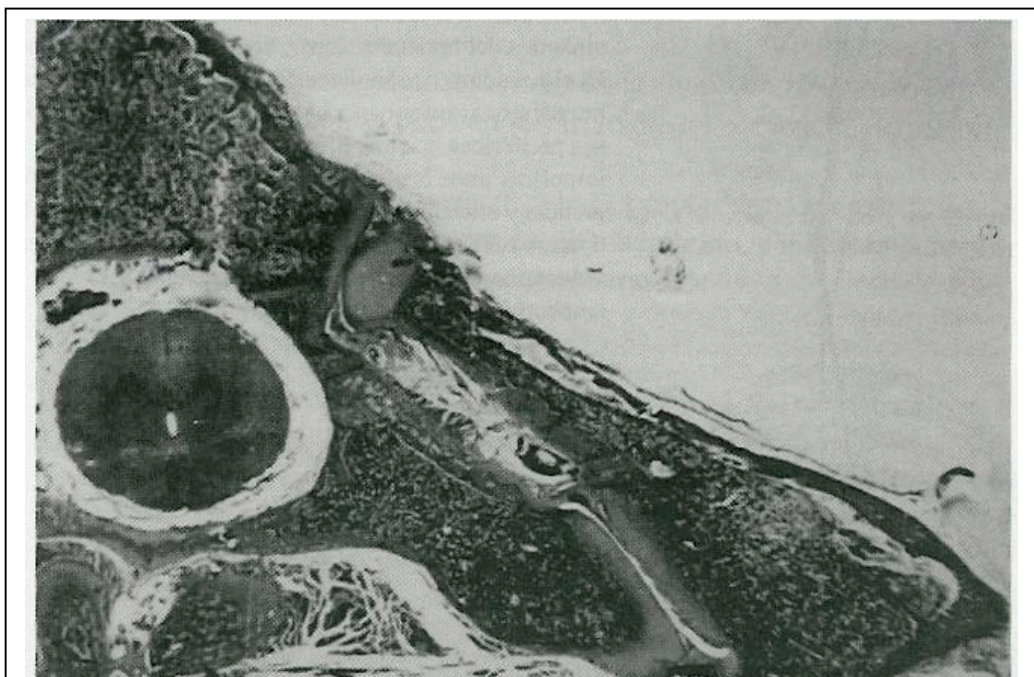


Fig. 58

Figura 59. Pieza anatómica en la que se puede apreciar la relación costo-vertebral y el cartilago neurocentral hemilateral (cedido por el Dr. Beguiristaini. Universidad de Navarra).



acto voluntario, en el que la corteza cerebral ha de intervenir ininterrumpidamente para mantener la posición corregida, y se transforma en una actitud normal permanente, en la que los mecanismos de control y sincronización de los tejidos blandos de uno y otro lado del raquis funcionan armoniosamente y de forma automatizada (fig.: 60).

La total integración de la postura normal, por el paciente escoliótico, aparece en la medida que se producen los cambios morfológicos que experimentan los diferentes tejidos al ser sometidos a la acción de las fuerzas correctoras de la máquina, y al tomar conciencia de su postura normal y ser capaz de autocorregirla. Sin los cambios morfológicos muchas deformaciones, escoliosis principalmente, que tienen acortados y retraídos los tejidos, con deformaciones cartilagosas y óseas, que en ocasiones ofrecen topes mecánicos, se resisten a corregirse. En estas deformaciones graves, sólo una adecuada elongación, una buena fijación y estabilización tridimensional del caquis desviado, y una contundente fuerza dinámica que invierta la situación patológica de la curva, se puede llegar a normalizar el caquis desviado en período de crecimiento. En las escoliosis idiopáticas infantiles (EII) que aparecen a los 3 años de edad (21), la colaboración y la autocorrección del paciente, por su edad, son difíciles de conseguir; sin embargo la acción dinámica del brazo mecánico de la Unidad FED, la riqueza de las estructuras de crecimiento y la incipiente maduración ósea, son factores positivos que compensan la falta de colaboración en esas edades.

## **Beneficios del Método F.E.D. Conclusiones**

1.- El diagnóstico y el tratamiento F.E.D., precoces, durante el periodo de crecimiento del niño/a, son las actuaciones lógicas y racionales que corrigen las desalineaciones de la columna vertebral y evitan las complicaciones posteriores, personales, sociales y económicas en el futuro de los niños con desalineaciones del raquis.

2.- El Método F.E.D. modifica estructuralmente los tejidos, en período de crecimiento de la persona, corrigiendo las alteraciones vertebro-costales, discales, de los cartílagos, los músculos, la vascularización, la propiocepción y la concienciación ortoestática, normalizando o mejorando siempre el control postural.

3.- Las fuerzas externas generadas al aplicar el Método F.E.D., actúan contundentemente sobre las estructuras de crecimiento vertebral y costal, inhibiendo la hiperactividad de generación ósea asimétrica, así como las alteraciones de los tejidos blandos y red sensitivo motora, y por otro lado estimulando o favoreciendo la actividad de los tejidos y funciones hipoactivas por el propio efecto que causa la asimetría.

4.- La aplicación del Método F.E.D. acelera el proceso de la autoconcienciación y la corrección volitiva de las desalineaciones de la columna vertebral, por aquellas personas afectas de escoliosis cifosis o lordosis.

5.- El Método F.E.D. evita la dedicación asistencial esclavizante del fisioterapeuta en la enseñanza, educación o autocorrección del paciente con desalineación de su columna vertebral.

6.- Mediante el tratamiento aplicado en la Unidad F.E.D. se consigue monitorizar una fuerza correctora, en sentido opuesto y superior a la fuerza deformadora, sobre el raquis desalineado de la persona, con un nivel de eficacia difícilmente conseguido por otros medios o procedimientos.

7.- El Método F.E.D. es de fácil aplicación si lo comparamos con procedimientos de otras épocas y de la actual, yesos, tracciones, bastidores, corsés.....

8.- En las desalineaciones de la columna vertebral, peligrosamente progresivas e inestables, el Método F.E.D. permite aplicar, fuera de las horas de tratamiento, sistemas ortopédicos que complementan y hacen más eficaces o mejoran los porcentajes de mejoría alcanzados.

9.- En las desalineaciones sintomáticas de la columna vertebral, la aplicación del Método F.E.D., reduce y/o remite la sintomatología, principalmente el dolor, la rigidez, la inestabilidad..., tanto en niños como en adultos, hecho que evita la medicación (68), (que por otro lado resulta ineficaz ya que no corrige la causa que produce la sintomatología).

10.- El Método F.E.D., aplicado tempranamente, corrige el raquis en crecimiento afectado por una desalineación progresiva y hace que la cirugía sea verdaderamente excepcional. En la peor de las circunstancias facilita la intervención del cirujano, en aquellos casos que la evolución de la desalineación no admita otra posibilidad de tratamiento que no sea la quirúrgica, de acuerdo con los criterios establecidos por los especialistas (15,31,60)

Un sistema, método, procedimiento conservador, como el Método F.E.D., resulta extraordinariamente económico, tanto para el individuo como para la sociedad, porque a lo largo de la vida de las personas, con desalineaciones de sus columnas vertebrales, les evita sufrimientos, complicaciones de salud, pérdidas por absentismo laboral y, lo que es más importante, les aumenta su potencial vital, la longevidad mejorando de forma significativa la calidad de sus vidas, evitando la agresión que toda intervención quirúrgica conlleva y el implante de materiales extraños.

## BIBLIOGRAFIA (V FUNDAMENTOS CIENTIFICOS)

1. AGUILAR, J.; M.J. NADAL; R. CLARET; H. BASCUÑANA y J.F. SANTOS (1992) La función pulmonar en la escoliosis juvenil y adolescente. Revisión casuística. *Rehabilitación*, 26, 23-28
2. ALGARA LAMAGNIERE, C.(1976). Alteraciones experimentales de los cartílagos de crecimiento epifisarios del cuerpo vertebral . Tesis doctoral. Universidad de Barcelona.
3. AMATO. V. P. y BOMBELLI. R. (1959). The normal vascular supply of vertebral column in the growing rabbit. *J. Bone and Joint Surg.* 41-B. págs. 782-795.
4. AMERICAN ORTHOPAEDIC ASSOCIATION(1941). Report of the Research Committee: End result study of the treatment of idiopathic scoliosis. *J. Bone Joint Surg.* 23. págs. 963-977.
5. ARNO. C. 1903. Experimentelle Beiträge zur Lehre der Skoliose. *Archiv. für Orthopädie, Mechanotherapie and Unfallchirurgie.* 1. págs. 145-166.
6. ASTRAND, P-O y K.RODAHL (1992) Fisiología del trabajo físico- Bases fisiológicas del ejercicio. Buenos Aires. Panamericana.
7. AUBIN, C.E.; J. DANSEREAU; J.A. DE GUISE and H. LABELLE (1997) Rib cage-spine coupling patterns involved in brace treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 6, 629-635.
8. BARRIOS, C.; J.P. LAPUENTE y S. SASTRE (2002) Treatment of chronic pain in adult scoliosis. *Research into Spinal Deformities*, 3, 290-303. Amsterdam. IOS Press (A. Tanguy and B. Peuchot).
9. BARRIOS, C.; C. PEREZ-ENCINAS; J. MORUENDA and M. LAGUIA (2005) Significant ventilatory functional restriction in adolescents with mild or moderate scoliosis during maximal exercise tolerance test. *Spine*, (Aceptado para publicar en enero 2005).
10. BEGUIRISTAIN GURPIDE, J.L. (1973). Escoliosis experimental en ratas bípedas. Tesis doctoral. Universidad de Navarra.
11. BERLANGA, J.L. y colab. (1986). Estudio de la alteración vascular en la etiopatogenia de las desviaciones laterales experimentales . I Jornadas Internacionales sobre Investigación en la Columna Vertebral. Valencia.
12. BISGARD, J. D. (1935). Experimental Thoracogenic Scoliosis. *Jurnal of Thoracic Surgery.* 4, págs. 435-456.
13. Bouillet, R. Y A. VINCENT (1967). La scoliose idiopathique . *Acta. Orthop. Belg.*, 33, págs. 93-388.
14. BLOUNT, W. And J. MOE (1980). The Milwaukee brace. Baltimore. Williams and Wilkins.
15. BRADFORD, D.S.; B. TAY and S. HU (1999) Adult scoliosis: surgical indications, operative management, complications, and outcomes. *Spine*, 24, 2617-2629.
16. CAÑADELL, J.M y J.L. BÉGUIRISTAIN (1986) Situación actual de nuestra línea de trabajo en escoliosis experimental'. I Jornadas Internacionales sobre La Investigación de la Columna Vertebral. Valencia. Facultad de Medicina.
17. COTREL, Y. et R. MOREL (1964) La technique de l'EDF dans les correction des scolioses. *Rev. Chir. Orthop.*, 50, 59-75
18. CROCK, H.V. y H. YOSHIZAWA (1977). The blood supply of the vertebral column and spinal cercl in man . New York. Springer Verlag.
19. DE SALIS AMARAL C. (1977). Escoliosis experimental por lesión vascular . Tesis doctoal. Universidad de Navarra.
20. DIKSON, R.A. (1985). Conservative treatment for idiopathic scoliosis *Jour. Bone Joint. Surg.*, 67 B. págs. 176-181.
21. DUBOUSSET, J. (1999) Les scolioses dites idiopathiques. Definition-pathologie-clasificación-etilogie. *Bul. Acad. Natl. Med.*, 183, 699-704.
22. DUVAL-BEAUPERE, G.; J. DUBOUSSET et P. QUENEAU (1970) Pour une théorie unique de l'evolution des scolioses. *Nouv. Press Med.*, 78, 1141-1145.
23. FARFAN, H.F. (1973). Mechanical Disorders of the Low Back . Philadelphia. Lea and Febiger.

24. GARCIA-ALSINA, J. ( n/c ) Estudios sobre la configuración del plano sagital de la escoliosis idiopática. Tesis Doctoral. Universidad de Barcelona.
25. GILI, R.J. (1975). Influencia de la fisis neurocentral en la patogenia de la escoliosis experimental . Tesis doctoral. Universidad de Navarra.
26. GOLDBER, C.J.; F.E. DOWLING and E.E.FOGARTY (1994). Left toracic scoliosis configurations. Why so different? Spine, 19, 1385-1389
27. GONZÁLEZ-VIEJO, M.A. y M.J. CATALÁN ESPARDUCER (1999). Índice de efectividad del tratamiento de la escoliosis idiopática mediante el protocolo de ortetización de un servicio de rehabilitación. TOI (Bcn), 12, 83-98.
28. GONZÁLEZ-VIEJO, M.A.; O.COHÍ y F. SALINAS (2001). Escoliosis. Realidad tridimensional. Brcelona. Masson.
29. HAAS, S.L. (1939) Growth in length of the vetebrae'. Arch. Surg., 38.
30. HAAS, S.L. (1939) Experimental production of scoliosis . J. Bone Joint Surg., 22, págs. 963-968.
31. JAMES, J.I.P. (1975). The management of infants with scoliosis. J. Bone Joint Surg., 57B., 4, 422-429.
32. LABELLE, H.; J. DANSEREAU; C. BELLEFLEUR and B. POITRAS (1996). Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage. Spine, 21, 59-64.
33. LANGENSKIÖL, A. y J.E. MICHELSSON, J.E. (1961). Experimental progressive scoliosis in the rabbit . J. Bone Joint Surg., 43B, págs. 116-120.
34. LANGESKIÖL, A. y J.E. MICHELSSON (1962). The pothogenesis of experimental progresive scoliosis . Acta Orth. Scandinavica, 59.
35. LAPUENTE, J.P.; S. SASTRE and C. BARRIOS (2002). Idiopathic scoliosis under 30° in growing patients. Acomparative study of the F.E.D. Methode and other conservative treatments. Amsterdam. Research into Spinal Deformities, 3, 258-278. IOS Press (A. Tangay and B. Peuchot).
36. LONSTEIN, J.E. and J.M. CARLSON (1984). The predition of curve progresion in untreated idiopathic scoliosis during growth. J. Bone Joint Surg., 66A, 1601-1671.
37. MACEWEN, G.D. (1971). Factors affecting the growth of the vertebral bodies and intervertebral discs. Scoliosis and growth. London. Zorab PA.
38. MAUROY, J.C. (1996). La escoliose. Traitement orthopédique conservateur. Montpellier. Sauramps Medical, 15-19.
39. MCCARTHY, R.E. (1987). Prevention of the complications of scoliosis by early detection. Clinical Orthopaedics and Related Research, 222, 73-78.
40. METHA, M.H. (1972). The rib-vertebra angle in the early diagnosis between resolving and progressive infantil scoliosis. J. Bone Joint Surg., 54B, 230-243.
41. MICHELSSON, J. E. (1965). The developement of spinal deformity in experimental scoliosis . Acta Orth. Scandinavica, 81
42. MILES, M. (1947). Vertebral changes following experimentally produced muscle imbalance ., Archives of Physical Medicine, 28. págs. 284-295.
43. MINEIRO, J.D. (1965). Columna Vertebral humana. Alguns aspectos da sua estrutura y vascularizaçao . Tesis doctoral. Lisboa. Facoltad de Medicina.
44. MÜLLER, (1928) Scoliose in Tierversuch . Bruns' Beiträge zurKlinischen Chirurgie, 42, págs. 343-379.
45. NACHEMSON, A.L. and T. SAHLSTRAND (1977). Etiologic factors in adolescent idiopathic scoliosis. Spine, 2, 176-181.
46. NACHEMSON, A.L.and L.E. PETERSON (1995). Members of the brace study group of the Scoliosis Research Society. Effectiveness of the treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. J. Bone Joint Surg., 77A, 815-822.
47. NACHLAS, I.W. y J.N. BORDEN (1950). Experimental scoliosis. The role of the epiphisis . Surg. Ginec. Obstetr., 90, págs. 672-679.
48. OTTANDER, H.G.(1963). 'Experimental progressive scoliosis in a pig . Acta Orthop. Scand., 33.pág.91.
49. PACHER, W. (1928). Operative Erzeugung einer skoliose im Tierversuch . Zeitschrift für Orthopädie, 69, pág. 140.
50. PERDRIOLLE, R. et J. VIDAL (1981). Étude de la coubure scoliotique. Importance

- de l'extension et de la rotation vertèbrale. *Rev. Chir. Orthop.*, 67, 25-34.
51. PERDRIOLLE, R. and J. VIDAL (1987). Morphology of scoliosis: Three-Dimensional evolution. *Orthopedics*, 10, 909-915.
  52. PERDRIOLLE, R.; S. BECCHETTI and J. VIDAL (1993). Mechanical process and growth cartilages. *Spine*, 18, 3, 343-349.
  53. PIQUÉ, C. (1976). Tesis Doctoral. Universidad de Barcelona.
  54. PITZEN, P. (1927) Experimentalle Erzeugong von skoliosen. *Zeitschrift für Orthopädische Chirurgie*. págs. 49-58.
  55. RAIMONDI, P. (1985). La rotazione vertebrale-proposta di un nuovo metodo di misurazione. *L'Aquila: Anali ISBF 1985*, 81-84.
  56. RAIMONDI, P. (1986) L'evaluation de la rotation vertebrale avec la methode Raimondi. *Extrait de la relation du 3ème Congres International I.C.H.P.E.R.*
  57. RAIMONDI, P.; O.VINCENZINI e collab. (2003). *Teoria Metodologia e Didactica del movimento – Compensativo Rieducativo Preventivo*. Perugia. Margiacchi-Galeno Editrice.
  58. RIGGINS, R.S.; U.K. ABBOTT; C.R. ASHMORE; R.B. RUCKER y J.R. ACCARREY (1977). Escoliosis in chickens. *J.Bone Joint Surg.*, 59A. págs. 1.020-1.025.
  59. RISSER, J.C.(1955). The application of body cast for the correction of scoliosis. *Am. Acad. Orthop. Surg. Instruct. Course Lect.*, 12, 255.
  60. RISSER, J.C. (1966). Treatment of scoliosis during the past 50 years. *Clin. Orthop.*, 44, 109-113.
  61. ROAF, R. (1971). Growth of the spinal articular process and their clinical significance. En: "Scoliosis and growth". Ed. P. Zorab. Londres. Cchurchill Livingstone.
  62. SASTRE, S. y COL. (1989) Fisioterapia experimental en Escoliosis. *Fisioterapia*, 39, págs. 7-26.
  63. SASTRE, S. (1991). *Fisioterapia del pie. Podología Física*. Barcelona. Universidad de Barcelona.
  64. SASTRE, S.; A. MORENO; F. GÓMEZ; A. ESTRADA; CH. PEGOLO; G.G. HERRERA y A. CARRERA. (1993) Tratamiento de la escoliosis Método F.E.D.(Fijación tridimensional de la c.v. en Elongación, por suspensión, con presión correctora y Desrotatoria). *Fisioterapia*. 15,1, págs. 3-18.
  65. SASTRE, S. (1994). Scientific Basis of the F.E.D. *Method. European Spinal Resonance-Medical*, 3, 3, 7-17.
  66. SASTRE, S. (1995). *Método de tratamiento de las escoliosis, cifosis y lordosis*. Barcelona. Universidad de Barcelona.
  67. SASTRE, S.; J.P. LAPUENTE; C. SANTAPAU y M. BUENO (1999). *Dynamic Treatment of Scoliosis. (The Results of 174 Cases)*. Research into Spinal Deformities. Amsterdam. IOS Press. (I.A.F. Stokes).
  68. SASTRE, S.; J.P. LAPUENTE and C. BARRIOS (2002). Benefits of F.E.D. Treatment in Scheuerman's Disease. *Research into Spinal Deformities*. Amsterdam. IOS Press (A. Tanguy and B. Peuchot).
  69. SCHWARTZMAN, J.R., y M.MILES (1945) Experimental Production of Scoliosis in Rats and mice. *J.Bone Joint Surg.*, 27, págs. 59-65.
  70. SERRA PORTA, T. (2002). Osteotomía tibial valguizante. Osteosíntesis con tornillos canulados. Estudio biomecánico experimental. Tesis Doctoral. Barcelona. Universidad de Barcelona.
  71. SEVASTIK, B. (1966). Aspects on the influence of the thoracic wall on the pathogenesis of idiopathic scoliosis. *Experimental and Clinical Studies*. Stockholm. Huddinge University.
  72. SEVASTIK, J.; S. ARO and H. NORMELLI (1984). Experimental and clinical scoliosis. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 191, 27-34.
  73. SEVASTIK, J.; M. AGADIR and B. SEVASTIK (1990). Effects of the rib elongation on the spine. I. Distorsion of the vertebral alignment in the rabbit. *Spine*, 15, 822-825.
  74. SEVASTIK, J. (1997). Priorities and Long Term Task in Research of Idiopathic Scoliosis. *Research into Spinal Deformities*.1, 503-505 Amsterdam. IOS Press

- (J.A. Sevastik and K.M. Diab).
75. STAGNARA, P. (1953). Scolioses évolutives en période de croissance. Aspects cliniques et radiologiques. Propositions thérapeutiques. Rev. Chir. Orthop., 39, 378-449.
  76. STIWELL, D.L. y M.D. STANFORD (1962) Structural Defomities of vertebrae Bone adaptation and Modeling in Experimental Scoliosis and Kyphosis .J. Bone Joint Surg. 44 A, págs. 611-634.
  77. STOKES, I.A.F. (1989). Axial rotation component of thoracic scoliosis. J. Orthop. Res., 7, 702-708.
  78. STOKES, I.A.F.; H. SPENCE; D.D.AROUSSON and N. KILMER (1996). Mechanical modulation of vertebral body growth: implication for scoliosis progression. Spine, 21, (10), 1162-1167.
  79. STOKES, I.A.F. (1997). Analysis of symetry of vertebral body loading consequent to lateral spinal curvature. Research into Spinal Deformities, 1, 97-101. Amsterdam. IOS Press (J.A. Sevastik and K.M. Diab).
  80. TARDIEU, G et collab., (1969). Les rétractions musculaires. Étude expérimentale, conséquences therapeutiques. Rev. Pratr.,19,1535-1549.
  81. TAYLOR, T.K.F. (1975). The disc factor in scoliosis (proceedings and reports of universities) . J. Bone Joint Surg., 57B, pág. 121.
  82. TRESERRA LLAURADO.J.(1969) Escoliosis Experimenta Rev. Ortop. Traum., 13 págs. 739-800.
  83. TRESERRA, J. y S.. SASTRE (1989) Acción de la fisioterapia en la escoliosis experimental . Rev. Ortop. Traum., 33B.1.págs. 117-124.
  84. TRUETA, J. (1975). La estructura del cuerpo humano. Estudio sobre su desarrollo y decadencia . Barcelona. Labor.
  85. VALENTI NIN, J.R. (1978) Repercusión sobre el cartílago neurocentral de diferentes métodos de escoliosis experimental . Tesis doctoral. Universidad de Navarra.
  86. VILADOT, R.; O. COHÍ y S. CLAVEL (1995).Ortesis y prótesis del aparato locomotor. Columna vertebral. Barcelona. Masson.
  87. WEISS, H.R.; I. HECKEL and C. STEPHAN (2002). Application of passive transverse forces in the rehabilitation of spinal deformities. A randomized controlled study. Research into Spinal Deformities. Amsterdam. IOS Press (A. Tanguy and B. Peuchot).
  88. WILEY, A.M. y J. TRUETA (1959) The vascular anatomy of the spina and its relationship to piogenic vertebral osteomyelitis . J. Bone Joint Surg.. 41. pág. 796.
  89. WILLERS, U. (1994). Clinical and experimental studies on the thoracospinal deformity in scoliosis. Stockholm. Kongl Carolinska Medico Chirurgiska Institutet.
  90. WULLSTEIN, L. (1902) Die skoliose in ihrer Behandloug und Entstehung nach Klinischen und ex-perimentellen Stadien . Zeitschrift für Qrtopädische Chirurgie, 10. pág. 177.
  91. WONG, Y.C.and al. (1977). Ultrastructural changes in the back muscles of idiopathic scoliosis. Spine, 2, 251-257.
  92. ZORAB, P.A. (1971). Escoliosis and growth. London. Churchil Livingtone.