

Cálculo vectorial *in vitro* de las fuerzas de cizallamiento y compresión en la cadera del niño

GUTIÉRREZ CARBONELL, P. R.* y ROVIRA FORCADA, A.**

*Ortopedia Infantil. Servicio de C.O.T. del Hospital General Universitario de Alicante. Alicante.

**Servicio de Traumatología y C. Ortopédica Hospital de Elda (Alicante).

RESUMEN. Objetivo: Estudiar *in vitro* las magnitudes vectoriales de las fuerzas de cizallamiento y compresión en el acetábulo y el fémur proximal en la cadera infantil.

Diseño experimental: Se efectuaron cálculos con ecuaciones trigonométricas con las variables: índice acetabular, ángulo fisario de Alsberg y peso corporal medio a los 7 y 12 meses de edad, tanto en a) bipedestación estática como en b) apoyo monopodal. Todo ello con 3 coeficientes de fricción: 0; 0,3 y 0,6.

Resultados: En el acetábulo, las fuerzas de cizallamiento, aumentaron un 41% entre los 0° y los 40° en bipedestación estática y 40% y 69% entre 20° a 25° y 35° a 40°, respectivamente, durante el apoyo monopodal. Las de compresión disminuyeron un 4% entre 0° y 40°, 1% de 0° a 15° y 2% de 15° a 40° con la bipedestación, doblando casi su magnitud en el apoyo monopodal. Las fuerzas de cizallamiento fueron la cuarta parte de las de compresión en bipedestación y apoyo monopodal. En el fémur proximal, las fuerzas de cizallamiento aumentaron 24% entre 90° y 0°, (60% entre 70°-65°) en bipedestación y 11,5%, entre 75° y 70° del ángulo fisario, todo ello con apoyo monopodal. Las de compresión aumentaron un 12% globalmente, pero sólo el 2% entre 75° y 90° en bipedestación, incrementándose un 6,4% en apoyo monopodal, pero con descenso de su magnitud entre 75° y 90°. El cizallamiento dobló en el fémur proximal a la compresión, especialmente en bipedestación, pero sólo fue un 4% mayor en 60° del ángulo fisario en apoyo monopodal.

Conclusión: La morfología normal del acetábulo y el fémur proximal, parecen ajustarse a evitar grandes magnitudes vectoriales de cizallamiento y compresión.

PALABRAS CLAVE: Cadera. Compresión o acetábulo. Fémur proximal. Cizallamiento. Índice acetabular. Ángulo fisario. Niño.

Correspondencia:

Dr. PEDRO GUTIÉRREZ CARBONELL.
Paraje Ledua E-25.
03660 Novelda (Alicante).

Recibido: Diciembre de 2000.
Aceptado: Octubre de 2001.

Vectorial calculations *in vitro* of shears and compression forces in the infantile HIP

ABSTRACT: Objective: To study *in vitro* the vectorial magnitudes of shear and compression forces on the acetabulum and proximal femur of the infantile hip.

Experimental design: Trigonometric calculations were made with the acetabular index, Alsberg's physeal angle, and mean body weight at seven and twelve months of age in a) static bipedestation and b) monopedestation. Calculations were made with three coefficients of friction: 0, 0.3, and 0.6

Results: In the acetabulum, shear forces increased by 41% between 0°-40° in static bipedestation and by 40% and 69%, respectively, at 20° to 25° and 35° to 40° in monopedestation. Compression forces decreased by 4% at 0° to 40°, 1% at 0° to 15°, and 2% at 15° to 40° in bipedestation, increasing almost two-fold in monopedestation. Shear forces were equivalent to one-fourth of compression forces in bipedestation and monopedestation. In the proximal femur, shear forces increased by 24% between 90° and 0°, (60% at 70°-65°) in bipedestation and by 11.5% at a physeal angle of 75° to 70° in monopedestation. Compression forces increased by 12% overall, but only by 2% between 75° and 90° in bipedestation, and by 6.4% in monopedestation; compression forces decreased between 75° and 90°. Shear force was two-fold greater in the femur proximal to compression, especially in bipedestation, but only 4% greater at a 60° physeal angle in monopedestation.

Conclusion: The normal morphology of the acetabulum and proximal femur seems to adapt to prevent large vectorial shearing and compression magnitudes.

KEY WORDS: Hip. Acetabulum. Proximal femur. Shearing. Compression. Acetabular index. Physeal angle. Children.

En las diferentes estructuras del aparato locomotor y, especialmente, en la arquitectura ósea existe una respuesta biológica a las fuerzas físicas, expresado con la clásica ley de Wolff (1892) y en trabajos más recientes¹⁻⁷. Los estudios biomecánicos acerca de la morfología de la articulación coxofemoral son abundantes y por todos conocidos, pero, en concreto, la valoración *in vitro* y bidimensional, de las fuerzas de la carga y su descomposición vectorial fundamentalmente en compresión y cizallamiento, han sido estudiados por un grupo de autores menos numeroso^{2,8-14}. Nuestro objetivo fue el cálculo de las magnitudes vectoriales *in vitro* en el niño a las edades de 7 y 12 meses, a partir de la media de sus pesos respectivos^{15,16}, empleando funciones trigonométricas y sus ecuaciones¹⁷, de las fuerzas y cargas de compresión y cizallamiento, que inciden en el acetábulo, según su inclinación, definida por el índice acetabular (IA)¹⁸⁻²⁴ y en la fisis proximal femoral, definida por el ángulo fiso-diafisario o de Alsborg (AF)^{10,12,14,22,23,25-29} tanto durante la bipedestación estática como durante el apoyo monopodal^{8,10,13}.

MATERIAL Y MÉTODO

Se eligieron las edades de 7 y 12 meses, considerando la primera como de no carga aún y la última como de edad de inicio de la bipedestación en la mayoría de niños. Se estableció el peso medio a los 7 y 12 meses de edad según tablas estadísticas y datos aceptados y al uso por los servicios de Pediatría, siendo aproximadamente sus valores medios, en ambos sexos y a estas edades, de 8 y 10 kg, respectivamente^{15,16}. El cálculo de las magnitudes vectoriales *in vitro* se efectuó a partir de los estudios de Pauwels¹³ y Bombelli⁸ tanto desde el punto de vista gráfico como trigonométrico¹⁷, considerando la descomposición de la Fuerza Resultante (R) sobre cada cadera en el paralelogramo con un Vector de Fuerzas de Compresión (P) y otro de Cizallamiento (S)

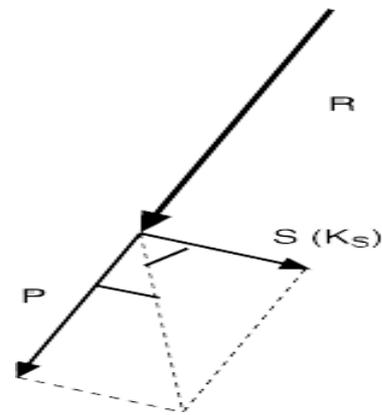


Figura 1. Descomposición vectorial de la fuerza Resultante (R) en los vectores componentes S (cizallamiento) y P (compresión).

(fig. 1)^{9,11,13,29,30}. Se obtuvieron representaciones gráficas de R sobre el acetábulo, IA y la fisis proximal del fémur (figs. 2A y 2B y 3A y 3B). En ambos casos, se consideraron 2 situaciones: bipedestación estática y apoyo monopodal de la extremidad. En ambas se acepta que: a) la incidencia de R adopta una inclinación de 0° y 16° desde la vertical y en dirección medio-lateral desde el eje del cuerpo en el plano coronal, y así b) que R en bipedestación estática, supone un tercio del peso corporal y en apoyo monopodal es unas 4 veces dicho peso^{8,10,13,14}.

Las ecuaciones en que nos basamos fueron: $K_s = S - Px \mu^{9,13,17}$ (ecuación 1), en la que K_s es la Fuerza total de las fuerzas de compresión, S y P son respectivamente cizallamiento y compresión y μ es el coeficiente de fricción, el cual consideramos en los cálculos con valores de 0; 0,3 (aceptado como el de nivel fisiológico para las estructuras biológicas humanas) y 0,6. Si: $P = R \cdot \cos (\alpha - 0^\circ)$ ó $\cos (\alpha - 16^\circ)$ (2) y $S = R \cdot \sin (\alpha - 0^\circ)$ ó $\cos (\alpha - 16^\circ)$ (3), para

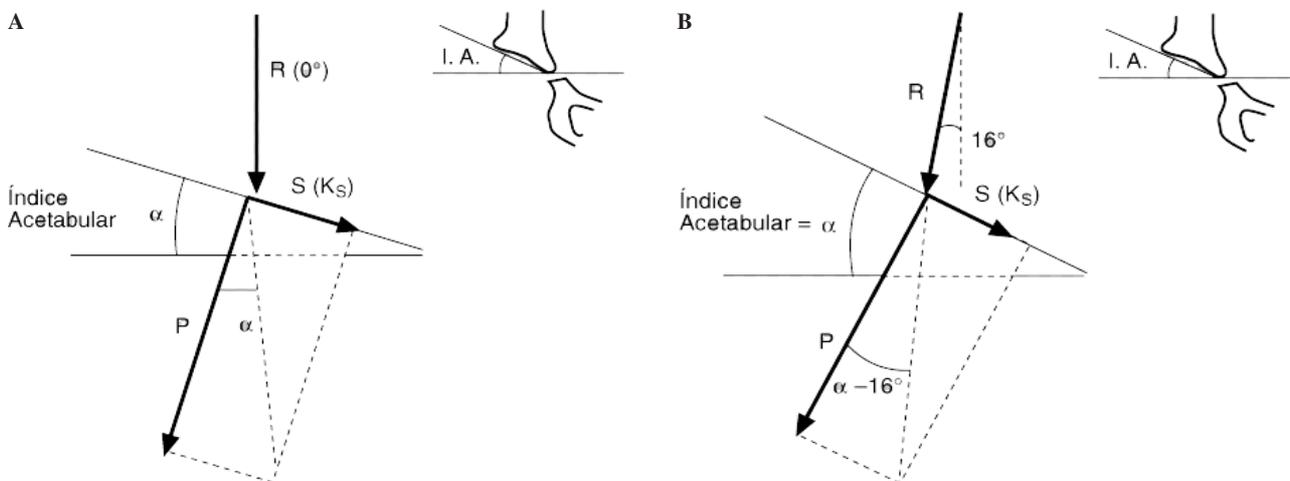


Figura 2. A y B: Descomposición vectorial considerando el ángulo Índice acetabular (IA) (α) en bipedestación (0°) y apoyo monopodal (16°).

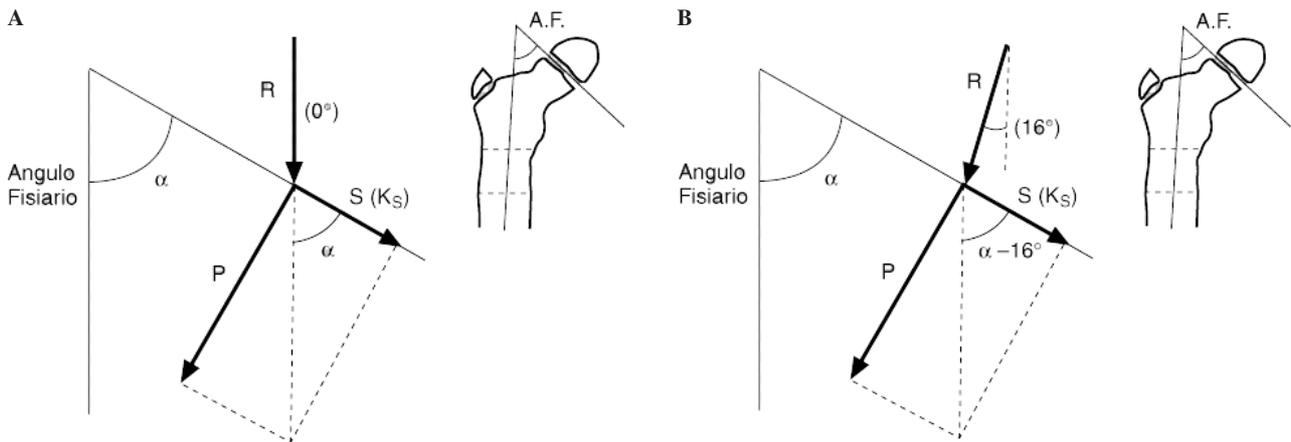


Figura 3. A y B: Descomposición vectorial considerando el AF (α) en bipedestación (0°) y apoyo monopodal (16°).

calcular las fuerzas de compresión en bipedestación estática o apoyo monopodal; y si $P = R \cdot \cos(\alpha - 0^\circ)$ ó $(\alpha - 16^\circ)$ (4) y $S = R \cdot \sin(\alpha - 0^\circ)$ ó $(\alpha - 16^\circ)$ (5) en Bipedestación o Apoyo Monopodal, substituyendo estas ecuaciones en la (1) se obtuvo la ecuación que, según Pauwels¹³, permite calcular las fuerzas de cizallamiento: $K_s = R \cdot \sin(\alpha - 0^\circ) - R \cdot \cos(\alpha - 0^\circ) \cdot \mu$ (6) ó $K_s = R \cdot \sin(\alpha - 16^\circ) - R \cdot \cos(\alpha - 16^\circ) \cdot \mu$ (7), según consideremos el cálculo en Bipedestación o apoyo monopodal, respectivamente. Así, utilizaremos las ecuaciones (2) y (7), para calcular las magnitudes de los vectores de las fuerzas de compresión y cizallamiento respectivamente.

RESULTADOS

Los resultados de los cálculos quedan reflejados en las tablas 1 a 12. Resumiendo, en ellas las fuerzas de cizallamiento y compresión a los 7 y 12 meses, en bipedestación y apoyo monopodal para diferentes valores de índice acetabular y de ángulo fisario crecientes o decrecientes cada 5° , y para los 3 posibles coeficientes de fricción antes definidos.

Tabla 1. Fuerzas de cizallamiento (kg) en bipedestación a los 7 meses de edad según varía el IA (ver figs. 1 y 2)

Indice Acetabular (IA)	$\mu = 0$	$\mu = 0,3$	$\mu = 0,6$
0°	0	-0,79	-1,59
5°	0,23	-0,59	-1,38
10°	0,47	-0,32	-1,1
15°	0,69	-0,09	-0,88
20°	0,92	0,16	-0,6
25°	1,14	0,41	-0,32
30°	1,35	0,65	-0,05
35°	1,55	0,89	0,22
40°	1,73	1,11	0,49

Tabla 2. Fuerzas de cizallamiento (kg) en apoyo monopodal a los 7 meses de edad según varía el IA (ver figs. 1 y 2)

Indice Acetabular (IA)	$\mu = 0$	$\mu = 0,3$	$\mu = 0,6$
0°	8,8	-0,42	-9,63
5°	6,11	-3,32	-12,61
10°	3,34	-6,21	-15,76
15°	0,56	-9,04	-18,63
20°	2,23	-7,34	-16,92
25°	5	-4,48	-13,97
30°	7,74	-1,57	-10,88
35°	10,42	1,32	-7,78
40°	13,01	4,24	-4,53

Bipedestación estática a los 7 y 12 meses de edad

En el acetábulo: Las fuerzas de cizallamiento aumentaron significativamente a medida que aumenta el índice acetabular ($r = 0,98$ y $0,99$, para $\mu = 0$ y $\mu = 0,3$ y $0,6$ respectivamente), siendo máximo entre 10° - 15° (72%); 15° - 20° (44%) y 20° - 25° , situación considerada fisiológica del índice acetabular (61%). El incremento medio entre 0° - 40° , fue del 41%. Solo a los 15° del índice acetabular las fuerzas de cizallamiento resultaron idénticas. Las fuerzas de cizalla-

Tabla 3. Fuerzas de cizallamiento (kg) en bipedestación a los 12 meses de edad según varía el IA (ver figs. 1 y 2)

Indice Acetabular (IA)	$\mu = 0$	$\mu = 0,3$	$\mu = 0,6$
0°	0	-0,99	-1,99
5°	0,29	-0,7	-1,7
10°	0,58	-0,4	-1,39
15°	0,86	-0,09	-1,05
20°	1,14	0,2	-0,74
25°	1,41	0,51	-0,4
30°	1,67	0,81	-0,06
35°	1,91	1,09	0,27
40°	2,14	1,38	0,61

Tabla 4. Fuerzas de cizallamiento (kg) en apoyo monopodal a los 12 meses de edad según varía el IA (ver figs. 1 y 2)

Índice Acetabular (IA)	$\mu = 0$	$\mu = 0,3$	$\mu = 0,6$
0°	11,03	-0,5	-12,1
5°	7,63	-4,2	-15,9
10°	4,18	-7,75	-19,72
15°	0,69	-11,3	-23,29
20°	2,8	-9,2	-21,14
25°	6,3	-5,54	-17,4
30°	9,7	-1,94	-13,6
35°	13,02	1,67	-9,68
40°	16,3	5,34	-5,62

Tabla 5. Fuerzas de compresión (kg) en bipedestación según varía el IA (ver figs. 1 y 2)

Índice Acetabular (IA)	7 meses	12 meses
0°	2,7	3,3
5°	2,69	3,29
10°	2,66	3,25
15°	2,61	3,19
20°	2,54	3,1
25°	2,45	2,99
30°	2,34	2,86
35°	2,21	2,7
40°	2,07	2,53

miento fueron un 20% mayores a los 12 que a los 7 meses de edad, lo que es igual a la diferencia porcentual entre el peso de ambas edades. Por el contrario, las fuerzas de compresión, disminuyeron significativamente a medida que aumenta el índice acetabular de 0° a 40° ($r = 0,93$). La disminución porcentual media fue 3,8%. Las fuerzas de compresión fueron 18% mayores a los 12 que a los 7 meses de edad para cualquier ángulo del IA.

En el fémur: Las fuerzas de cizallamiento aumentaron a medida que disminuye el ángulo fisario ($r = 0,99$ y $0,96$, para $\mu = 0$; $0,3$ y $0,6$). El incremento medio total fue 11,7% ($\mu = 0$); 23,8% ($\mu = 0,3$) y 27,9% ($\mu = 0,6$); siendo del 27% entre 90° y

Tabla 6. Fuerzas de compresión (kg) en apoyo monopodal según varía el IA (ver figs. 1 y 2)

Índice Acetabular (IA)	7 meses	12 meses
0°	30,8	38,45
5°	31,41	39,3
10°	31,82	39,8
15°	31,99	39,99
20°	31,92	39,9
25°	31,6	39,51
30°	31,05	38,81
35°	30,3	37,82
40°	29,23	36,54

Tabla 7. Fuerzas de cizallamiento (kg) en bipedestación a los 7 meses de edad según varía el AF

Ángulo Fisario de Alsberg (AF)	$\mu = 0$	$\mu = 0,3$	$\mu = 0,6$
90°	0	-0,81	-1,62
85°	0,23	-0,58	-1,38
80°	0,46	-0,32	-1,11
75°	0,69	-0,08	-0,86
70°	0,91	0,16	-0,59
65°	1,13	0,4	-0,32
60°	1,33	0,64	-0,05
55°	1,53	0,88	0,22
50°	1,71	1,1	0,49
45°	1,89	1,32	0,75
40°	2,04	1,53	1,02
35°	2,18	1,72	1,27
30°	2,31	1,91	1,51
25°	2,42	2,08	1,74
20°	2,51	2,23	1,96
15°	2,58	2,37	2,16
10°	2,63	2,49	2,35
5°	2,66	2,59	2,52
0°	2,7	2,7	2,7

75° y sólo del 7,3% entre 70° y 0° ($\mu = 0$); del 51,6% entre 90° y 65° y sólo del 13% de 60° a 0° ($\mu = 0,3$) y 43% entre 90° y 55° y 18,8% de 55° a 0° ($\mu = 0,6$). El mayor incremento se halló de 85° a 80° (50%; $\mu = 0$); 70° a 65° (60%; $\mu = 0,3$) y 65° a 60° (84,4%; $\mu = 0,6$), del ángulo fisario. Las fuerzas de compresión siguieron un ritmo inverso a las de cizallamiento: aumentaron a la vez que el ángulo fisario ($r = 0,95$). El incremento medio fue 11,8% a los 7 y 11,5% a los 12 meses. La franja con mayor aumento se halló entre los 0° y 20°, siendo de 27%

Tabla 8. Fuerzas de cizallamiento (kg) en bipedestación a los 12 meses de edad según varía el AF

Ángulo Fisario de Alsberg (AF)	$\mu = 0$	$\mu = 0,3$	$\mu = 0,6$
90°	0	-1,0	-2,0
85°	0,29	-0,71	-1,7
80°	0,58	-0,4	-1,39
75°	0,85	-0,1	-1,07
70°	1,13	0,2	-0,74
65°	1,39	0,5	-0,4
60°	1,65	0,8	-0,06
55°	1,89	1,09	0,27
50°	2,12	1,38	0,61
45°	2,33	1,65	0,94
40°	2,53	1,91	1,27
35°	2,7	2,16	1,58
30°	2,86	2,39	1,89
25°	2,99	2,59	2,17
20°	3,1	2,79	2,34
15°	3,19	2,96	2,7
10°	3,25	3,11	2,93
5°	3,29	3,23	3,03
0°	3,3	3,3	3,3

Tabla 9. Fuerzas de cizallamiento (kg) en apoyo monopodal a los 7 meses de edad según varía el AF

Ángulo Fisario de Alsberg (AF)	$\mu = 0$	$\mu = 0,3$	$\mu = 0,6$
90°	8,8	-0,42	-9,63
85°	6,11	-3,32	-12,61
80°	3,34	-6,21	-15,76
75°	0,56	-9,04	-18,63
70°	2,23	-7,34	-16,92
65°	5,0	-4,48	-13,97
60°	7,74	-1,57	-10,88
55°	10,42	1,32	-7,78
50°	13,01	4,24	-4,53
45°	15,51	7,11	-1,23
40°	17,89	9,93	1,97
35°	20,14	12,68	5,22
30°	22,22	15,31	8,41
25°	24,2	17,9	11,6
20°	25,9	20,3	14,6
15°	27,43	22,49	17,53
10°	28,76	24,54	20,3
5°	29,87	26,41	22,96
0°	30,76	28,11	25,47

Tabla 10. Fuerzas de cizallamiento (kg) en apoyo monopodal a los 12 meses de edad según varía el AF

Ángulo Fisario de Alsberg (AF)	$\mu = 0$	$\mu = 0,3$	$\mu = 0,6$
90°	11,03	-0,51	-12,1
85°	7,63	-4,2	-15,97
80°	4,2	-7,73	-19,7
75°	0,7	-11,3	-23,3
70°	2,8	-9,2	-21,14
65°	6,26	-5,6	-17,44
60°	9,68	-1,96	-13,62
55°	13,02	1,67	-9,68
50°	16,3	5,34	-5,62
45°	19,4	8,9	-1,6
40°	22,4	12,45	2,5
35°	25,2	15,9	6,5
30°	27,8	19,2	10,5
25°	30,2	22,33	14,5
20°	32,4	25,3	18,29
15°	34,3	28,1	21,82
10°	35,95	30,65	25,45
5°	37,32	33,02	28,72
0°	38,45	35,09	31,73

tanto a los 7 como a los 12 meses y con un incremento entre 70° y 90° de 2,1% a los 7 y 1,5% a los 12 meses.

Apoyo monopodal a los 7 y 12 meses de edad:

En el acetábulo: Las fuerzas de cizallamiento no aumentaron significativamente, así $r = 0,66$ para $\mu = 0$ y $0,67$ para $\mu = 0,3$ y $0,6$, a los 7 y $r = 0,24$ para ($\mu = 0,3$, fisiológico) a los 12 meses de edad. El incremento fue de un 5%,

Tabla 11. Fuerzas de compresión (kg) en bipedestación según varía el AF

Ángulo Fisario de Alsberg (AF)	7 meses	12 meses
90°	2,7	3,3
85°	2,6	3,29
80°	2,66	3,25
75°	2,61	3,19
70°	2,54	3,1
65°	2,45	2,99
60°	2,34	2,86
55°	2,21	2,7
50°	2,07	2,53
45°	1,91	2,33
40°	1,73	2,12
35°	1,55	1,89
30°	1,35	1,65
25°	1,14	1,39
20°	0,92	1,13
15°	0,69	0,85
10°	0,47	0,57
5°	0,23	0,29
0°	0	0

Tabla 12. Fuerzas de compresión (kg) en apoyo monopodal según varía el AF

Ángulo Fisario de Alsberg (AF)	7 meses	12 meses
90°	30,8	38,45
85°	31,41	39,24
80°	31,82	39,8
75°	31,99	39,99
70°	31,92	39,88
65°	31,6	39,5
60°	31,05	38,8
55°	30,26	37,84
50°	29,23	36,6
45°	27,99	34,96
40°	26,53	33,2
35°	24,9	31,1
30°	23,04	28,8
25°	20,99	26,24
20°	18,81	23,51
15°	16,5	20,6
10°	14,03	17,53
5°	11,5	14,33
0°	8,82	11,03

siendo negativo entre 0° y 15° del índice acetabular y positivo y ascendente desde 20°-25° (40%) y máximo a los 35°-40° (69%). Las fuerzas de compresión no disminuyeron significativamente con el aumento del índice acetabular ($r = 0,34$). La disminución media fue del -1%. La evolución del porcentaje de estas fuerzas fue bimodal: aumento medio de +1,2% de 0° a 15° de índice acetabular, y descenso de -2,4% entre 15° y 40°; el punto de inflexión fue el índice

acetabular de 15°. Las fuerzas de compresión fueron 20% mayores a los 12 que a los 7 meses de edad, es decir, igual a la relación entre los pesos respectivos de cada edad.

La diferencia en las fuerzas de cizallamiento, entre la bipedestación estática y el apoyo monopodal a los 12 meses y para $\mu = 0,3$, presentó 3 zonas de diferentes características: a) 0° a 10° del índice acetabular con incremento medio del 60%, b) entre 15° y 25° del 96% y c) entre 30° y 40° del 56%. Las fuerzas de compresión fueron, de media, 91% mayores en el apoyo monopodal que en la bipedestación estática, tanto a los 7 como a los 12 meses de edad.

En el fémur: Aumentaron a medida que disminuía el ángulo fisario, siendo significativo con $r = 0,91$ y $0,92$, entre ($\mu = 0$ y $\mu = 0,6$). El incremento medio fue de 7,4% ($\mu = 0$), 11,5% ($\mu = 0,3$) en ambas edades y 4,5% y 20,4% ($\mu = 0,6$) a los 7 y 12 meses respectivamente, siendo máximos los incrementos entre 75°-70°, más del 75%, de 55°-50°, 69%, y de 50°-45° con el 73%, para ($\mu = 0, 0,3$ y $0,6$, respectivamente). A los 7 meses se hallaron incremento máximo del cizallamiento, entre 90°-75°: 83% entre 80°-75° ($\mu = 0$); 87% en 90°-85° ($\mu = 0,3$) y 73% entre los 50°-45°. A los 12 meses, se hallaron descensos del cizallamiento, entre 90° y 75°, del 85%, aumentando especialmente entre 55° y 50° (69%) ($\mu = 0,3$) y de 50°-45° (71,5%) ($\mu = 0,6$). Las fuerzas de compresión, presentan incrementos con el aumento del ángulo fisario, así el aumento medio total fue 6,4% a los 7 y 12 meses de edad, pero se observó un hecho diferencial importante, probablemente influido por la situación monopodal, tanto a los 7 como a los 12 meses de edad: con incrementos del ángulo fisario entre 75° y 90°, las fuerzas de compresión no solo desaceleraron sus incrementos porcentuales, sino que disminuyeron mínimamente, el 1%.

DISCUSIÓN

La estructura ósea, tanto del acetábulo como del fémur proximal, en la cadera adulta, ha sido ampliamente estudiada en la bibliografía^{8,14,31,32}, pero calcular *in vitro* la situación que puedan presentar las cargas de compresión y cizallamiento en el niño, en las condiciones previas (7 meses) o en la edad de inicio de la bipedestación (12 meses), no han sido específicamente abordadas. Los principios físicos, establecen que cuanto mayor es el ángulo de un plano inclinado las fuerzas vectoriales aumentan su componente de cizallamiento y disminuye el de compresión^{3,4,8,12,17,33,34}, de la misma manera según enuncia Pauwels¹³ y ratifican otros autores^{2,10-12,18,29}, un mayor ángulo cervico-cefálico-diafisario (CCD) femoral (coxa valga) va acompañado de aumento de las fuerzas de compresión y a medida que disminuye el CCD (coxa vara) decrecen éstas y aumenta el componente de cizallamiento en el fémur proximal. Por otra parte, sabemos de la correlación, altamente significativa ($r = 0,96$) entre los

incrementos del CCD y del ángulo fisario²⁸, por lo cual, nuestros resultados son extrapolables a la situación de fuerzas que *in vitro* actúan en el fémur proximal. Esto ha sido confirmado en nuestros cálculos, tanto para el cizallamiento como para la compresión: el cizallamiento aumentó más de un 40% entre los 0°-40° del IA en bipedestación y otro 40% entre 20°-25° y 69% entre 35°-40° del IA en apoyo monopodal, recordemos que se consideran normales valores del IA inferiores a los 25°²²; asimismo, en bipedestación, el cizallamiento se incrementó una media del 24%, a medida que disminuía el AF, siendo máximo entre 70°-65° (60%), en cambio en apoyo monopodal el aumento medio fue de 7,4%, especialmente entre 75° y 55° (70%). El AF normal se establece en unos 40° en la edad adulta^{22,25,28}. Las fuerzas de compresión fueron casi el doble (91%) en su magnitud en el apoyo monopodal respecto a la bipedestación, pero disminuyeron (4%) conforme aumentaba el IA, especialmente en bipedestación y sin embargo, en situación monopodal, aumentaron hasta los 15° del IA (1,2%) y descendieron más del 2% entre los 15°-40°. En cambio las fuerzas de compresión presentaron un hecho diferencial según variaba el AF: aumentaron en bipedestación casi un 12% y en cambio solo un 6% en apoyo monopodal, y que en la franja de aumento del AF de 75° a 90°, mostraron una disminución de algo más del 1%, quizá como reflejo de una actitud finalista en el sentido de no someter a excesiva compresión la zona fisaria, cuando especialmente los niños a estas edades se sabe que presentan elevados AF, en general mayores de 65°-70°^{9,12}. Si comparáramos la relación entre las fuerzas de cizallamiento y compresión hallamos datos interesantes: el cizallamiento supuso 24% de la compresión en bipedestación, pero solo el 13% en situación de apoyo monopodal en los cálculos para el IA; en el AF las fuerzas de cizallamiento fueron mucho mayores que las de compresión (160%) en bipedestación y menores (71%) en apoyo monopodal, siendo de destacar que supusieron solo el 3% a los 75° en bipedestación y 4% a los 60° en apoyo monopodal. Estos últimos resultados abogan por una situación de modulación entre el cizallamiento y la compresión en el acetábulo y en el fémur proximal en el sentido de magnitudes menores de las primeras, especialmente en la situación de apoyo monopodal y en la franja de valores angulares, tanto del IA como del AF, en que se sitúa la normalidad en los niños^{14,20,22,25,27,28}. Esto estaría de acuerdo con los resultados de otros autores que hallan variación y remodelación morfológica del fémur proximal tras traumatismos, osteotomías varo desrotadoras y parálisis espásticas^{26,29,30,35-37}, y descenso, hacia esta normalidad, según las edades en los niños, disminuyendo progresivamente, tanto el IA como y sobremanera el AF^{18,21,23}.

Somos conscientes de que cualquier análisis *in vitro* de magnitudes biomecánicas, obtiene conocimientos parciales de la realidad biológica, en este trabajo no estudiamos la influencia o caracteres de la fuerza de los músculos abductores de la cadera, como sí hacen otros autores^{8,11,34} ni efectua-

mos cálculos sofisticados mediante metodología con elementos finitos^{1,2,4}, pero también es cierto que en algún caso es reconocido, que la valoración global del componente de los abductores, estudiada incluso con métodos informáticos^{11,38}, no altera sustancialmente los resultados y consideraciones de Pauwels¹³. Los hallazgos parecen sugerir que la fisis modula el crecimiento óseo según la dirección y magnitud de las tensiones que inciden sobre ella^{5,6,10,29,39,40}.

BIBLIOGRAFÍA

1. Beaupré GS, Orr TE, Carter DR. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling theoretical development. *J Orthop Res* 1990;8:651-61.
2. Brown TD, Way ME, Fu FH, Ferguson AB. Load transmission through the proximal femur of the growing child: a finite element analysis. *Growth* 1980;44:301-17.
3. Carter DR, Wong M. Mechanical stresses and endochondral ossification in the chondroepiphysis. *J Orthop Res* 1988;6:148-54.
4. Hollister SJ, Brennan JM, Kikuchi N. A homogenization procedure for calculating trabecular bone effective stiffness and tissue level stress. *J Biomech* 1994;27:433-44.
5. Oka M, Miki T, Hama H, Yamamuro T. The mechanical strength of the growth plate under the influence of sex hormones. *Clin Orthop* 1979;145:264-72.
6. Palmoski MJ, Brandt KD. Effects of static and cyclic compressive loading on articular cartilage plugs in vitro. *Arthritis Rheum* 1984;27:675-81.
7. Van Kampen GPJ, Veldhuijzen JP, Kuijjer R, Van de Stadt RJ, Schipper CA. Cartilage response to mechanical force in high-density chondrocyte cultures. *Arthritis Rheum* 1985;28:419-24.
8. Bombelli R, ed. Artrosis de la cadera. Clasificación y patogenia. Función de la osteotomía como terapéutica consiguiente. Barcelona: Salvat S.A., 1985.
9. Chung SMK, Batterman SC, Brighton CT. Shear strength of the human femoral capital epiphyseal plate. *J Bone Joint Surg* 1976;58:94-103.
10. Heimkes B, Posel P, Plitz W, Jansson V. Forces acting on the juvenile hip joint in the one-legged stance. *J Pediatr Orthop* 1993;13:431-6.
11. Kummer B. Is the Pawels' theory of hip biomechanics still valid? A critical analysis, based on modern methods. *Ann Anat* 1993;175:203-10.
12. Mirkopoulos N, Weiner DS, Askew M. The evolving slope of the proximal growth plate relationship to slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatr Orthop* 1988;8:268-73.
13. Pauwels F, ed. Biomechanics of the locomotor apparatus. Berlin: Springer-Verlag, 1980.
14. Perez Casas A, ed. Anatomía funcional del aparato locomotor y de la inervación periférica. Madrid: Bailly Bailliere, 1972.
15. Cruz M, ed. Tratado de Pediatría. Barcelona: ESPAXS S.A., 1983.
16. Nelson WE, ed. textbook of Pediatrics. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1964.
17. Sullivan M, ed. Trigonometría y Geometría analítica. Mexico: Prentice Hall Hispanoamericana S.A., 1997.
18. Abel MF, Wenger DR, Mubarak SJ, Sutherland DH. Quantitative analysis of hip dysplasia in cerebral palsy: a study of radiographs and 3-D reformatted images. *J Pediatr Orthop* 1994;14:283-9.
19. Broughton NS, Brougham DI, Cole WG, Menelaus MB. Reliability of radiological measurements in the assessment of the child's hip. *J Bone Joint Surg* 1989;71B:6-8.
20. Harris NH. Acetabular growth potential in congenital dislocation on the hip and some factors upon which it may depend. *Clin Orthop* 1976;119:99-106.
21. Li YH, Hafeez M, Emery RJH, Leong JCY. The c/b ratio in the radiological monitoring of the hip joint in congenital dislocation of the hip. *J Pediatr Orthop* 1995;15:806-11.
22. Muñoz Gutierrez J, ed. Atlas de mediciones radiográficas en Ortopedia y Traumatología. Mexico: Mc Graw-Hill-Interamericana S.A., 1999.
23. Sherlock DA, Gibson PH, Benson MKD. Congenital subluxation of the hip. A long-term review. *J Bone Joint Surg* 1985;67B:390-8.
24. Weintroub S, Green I, Terdiman R, Weissman SL. Growth and development of congenitally dislocated hips reduced in early infancy. *J Bone Joint Surg* 1979;61A:125-30.
25. Jones DA. Subcapital coxa vara after varus osteotomy for congenital dislocation of the hip. A report of six cases with a minimum follow-up of nine years. *J Bone Joint Surg* 1977;59B:152-8.
26. Karadimas JE, Holloway GMN, Waugh W. Growth of the proximal femur after varus-derotation osteotomy in the treatment of congenital dislocation of the hip. *Clin Orthop* 1982;162:61-8.
27. Loder RT, Farley FA, Hensinger RN. Physeal slope in Perthes disease. *J Bone Joint Surg* 1995;77B:736-8.
28. Oguz Ö. Measurement and relationship of the inclination angle, Alsberg angle and the angle between the anatomical and mechanical axes of the femur in males. *Surg Radiol Anat* 1996;18:29-31.
29. Sangavi SM, Szöke G, Murray DW, Benson MKD. Femoral remodelling after subtrochanteric osteotomy for developmental dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg* 1996;78B:917-23.
30. Siffert RS. Patterns of deformity of the developing hip. *Clin Orthop* 1981;160:14-29.
31. Bouchet A, Cuilleret J, eds. Anatomía descriptiva, topográfica y funcional. Miembros inferiores. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana S.A., 1979.
32. Testut L, Latarjet A, eds. Anatomía Humana. Barcelona: Salvat Editores S.A., 1977.
33. Bobroff ED, Chambers HG, Sartoris DJ, Wyatt MP, Sutherland DH. Femoral anteversion and neck-shaft angle in children with cerebral palsy. *Clin Orthop* 1999;364:194-204.
34. Cook SD, Barrack RL, Skinner HB. Basic Science in Orthopedic Surgery. En: Skinner HB, eds. Current; Diagnosis (Treatment in orthopedics. New York: Lange Medical Books/ Mc Graw-Hill, 2000; p. 1-47.
35. Jeng C, Sponseller PD, Yates A, Paletta G. Subtrochanteric femoral fractures in children. Alignment after 90°-90° traction and cast application. *Clin Orthop* 1997;341:170-4.
36. Laplaza FJ, Root L, Tassanawipas A, Glasser DB, Phil MS. Femoral torsion and neck-shaft angles in cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 1993;13:192-9.
37. Tardieu C, Damsin JP. Evolution of the angle of obliquity of the femoral diaphysis during growth correlations. *Surg Radiol Anat* 1997;19:91-7.
38. Lengsfeld M, Kaminsky J, Merz B, Franke RP. Sensitivity of femoral strain pattern analyses to resultant and muscle forces at the hip joint. *Med Eng Phys* 1996;18:70-8.
39. Greco F, De Palma L, Specchia N, Mannarini M. Growth-plate cartilage metabolic response to mechanical stress. *J Pediatr Orthop* 1989;9:520-4.
40. Klein-Nulend J, Veldhuijzen JP, Burger EH. Increased calcification of growth plate cartilage as a result of compressive force in vitro. *Arthritis Rheum* 1986;29:1002-9.