

# ESTUDIO DE LA RIGIDEZ Y ESTABILIDAD DEL FIJADOR EXTERNO ATLAS EN PRUEBAS ESTÁTICAS Y CÍCLICAS

## STUDY OF STIFFNESS AND STABILITY OF THE EXTERNAL FIXATOR ATLAS UNDER STATIC AND CYCLIC LOADING

RICHARD MORÁN

*Ingeniero Mecánico, Universidad del Valle, ricmoran\_1@hotmail.com*

JOSÉ JAIME GARCÍA ÁLVAREZ

*Escuela de Ingeniería Civil y Geomática, Universidad del Valle, josejgar@gmail.com*

Recibido para revisar abril 14 de 2009, aceptado febrero 18 de 2010, versión final mayo 18 de 2010

**RESUMEN:** El sistema de fijación externa ATLAS para el tratamiento de fracturas fue desarrollado por el Grupo de Biomecánica de la Universidad del Valle para que pudiera ser utilizado en amplios sectores de la población a un precio razonable. Se presenta la caracterización experimental y analítica de dos configuraciones no convencionales del sistema, las cuales fueron sometidas a pruebas estáticas y cíclicas. Adicionalmente, se desarrolló un modelo matemático mediante elementos finitos, el cual fue calibrado con los resultados experimentales. Este estudio demostró un adecuado desempeño del sistema, caracterizado por su buena estabilidad y una rigidez comparable a la obtenida con un fijador comercial de la compañía suiza AO® en configuraciones similares. Por otra parte, con las pruebas de carga variable se verificó la estabilidad de tres configuraciones en rutinas simuladas de marcha. Queda así plenamente validada la utilización del sistema ATLAS el cual ya había demostrado su buen comportamiento en pruebas previas.

**PALABRAS CLAVE:** Fijadores externos, caracterización biomecánica, rigidez de fijación, fracturas de huesos.

**ABSTRACT:** ATLAS is an external bone fixation system developed by the Grupo de Biomecánica of the Universidad Del Valle with the purpose to make it affordable to a wide spectrum of the population. The experimental and analytic characterization is presented of two non-convectional and widely used configurations of the system, which were subjected to static and cyclic tests. Additionally, a mathematical model using finite elements was developed and calibrated with the experimental results. This study showed a good performance of the system, characterized for a proper stability and stiffness comparable to those obtained with a Swiss commercial fixator AO® in similar configurations. On the other hand, tests under cyclic loading showed the stability of three configurations during a simulated gait protocol. Thus, the use of the system is completely validated which is in agreement with its good behavior during former tests.

**KEY WORDS:** External bone fixator, biomechanic characterization, fixation stiffness, bones fractures.

### 1. INTRODUCCIÓN

Los fijadores externos son elementos ortopédicos ampliamente usados como método primario de estabilización de fracturas, sobre todo cuando existen altos riesgos de infección de los tejidos blandos adyacentes [1,2]. Sus características incluyen mínima invasión, máxima adaptabilidad y versatilidad extrema. El uso de fijadores externos ocasiona una mínima destrucción de la

vasculatura, lo que permite un alto grado de osteosíntesis biológica además de que facilita la administración del daño de tejidos blandos aledaños [3].

El diseño geométrico de estos aparatos tiene importantes efectos en su desempeño mecánico, el cual, a su vez, tiene una alta incidencia en la reparación eficiente o deficiente de una fractura. Esta influencia se caracteriza principalmente por dos propiedades mecánicas que son la rigidez y

la estabilidad. Algunos investigadores sugieren que un sistema de fijación inestable o flexible es una de las causas de uniones tardías, no uniones, desalineamiento y demás complicaciones presentes en la evolución correcta de una fractura [1,4-5].

En Colombia se hace necesario diseñar y fabricar equipos ortopédicos como fijadores externos por la demanda que se ha incrementado desde hace algunos años como resultado del aumento de fracturas y traumas sufridos en accidentes automovilísticos y hechos violentos [6]. Esta necesidad se agrava aún más debido a que estos aparatos generalmente son importados a un alto costo lo que impide su utilización en un amplio sector de la población, además de que los fijadores de construcción nacional generalmente son copia de fijadores comerciales y carecen de validaciones biomecánicas.

Conciente de esta necesidad el Grupo de Biomecánica de la Universidad del Valle ha venido trabajando en el diseño y evaluación de estos equipos [7, 8], trabajo que se consolidó con el desarrollo del sistema de fijación externa ATLAS, el cual combina un diseño sencillo y novedoso, con base en un conector de seis grados de libertad, lo que le confiere una gran versatilidad, indispensable para la correcta reducción de una fractura. Adicionalmente, se puede producir a un costo bajo respecto al de los fijadores importados. Las primeras evaluaciones mecánicas realizadas en pruebas estáticas en una configuración monolateral de doble barra del sistema ATLAS dieron como resultado una rigidez comparable a la de otros sistemas comerciales que fueron ensayados bajo las mismas condiciones [9]. Además, en su aplicación clínica se han obtenido resultados satisfactorios en más de 40 pacientes. Sin embargo, el sistema aun no ha sido probado bajo carga variable, prueba esta que tiende a garantizar la estabilidad del sistema en aplicaciones clínicas [10]. Además, existen

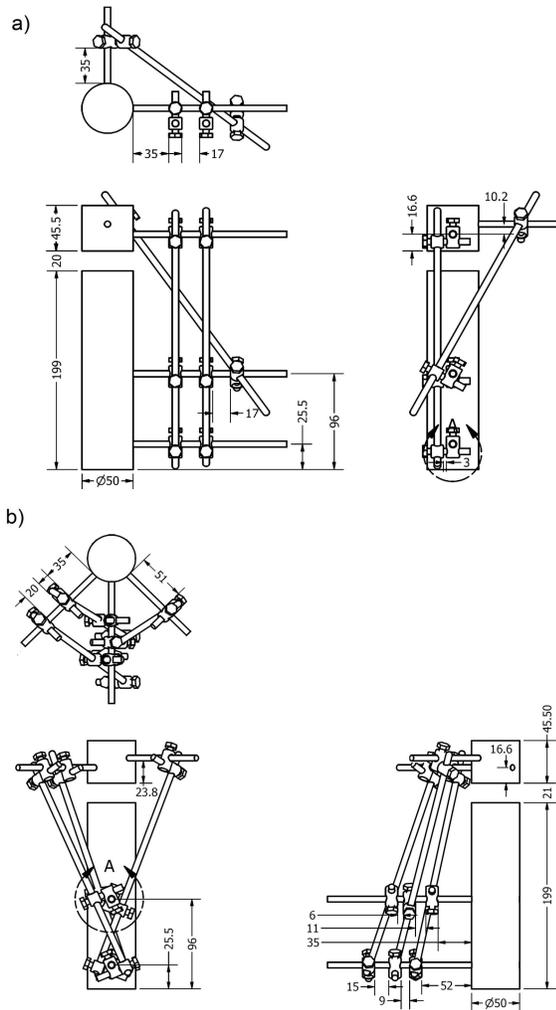
configuraciones que no han sido caracterizadas biomecánicamente y que son de interés práctico para la estabilización de fracturas methapyseales de la tibia.

En este estudio se caracterizan mediante ensayos estáticos dos configuraciones no convencionales utilizadas para fracturas de la tibia y dos configuraciones similares del sistema de la casa AO®. Adicionalmente, se evalúan mediante pruebas dinámicas estos ensambles y otra configuración monolateral caracterizada estáticamente por Leyton et al. [9]. Complementariamente, se desarrolla un modelo de elementos finitos para calcular la matriz de rigidez, con la cual es posible conocer todos los desplazamientos interfragmentarios para diferentes condiciones de carga [9-11].

## 2. MATERIALES Y MÉTODOS

En cada una de las pruebas fueron utilizados dos cilindros de Nylon (Modulo de elasticidad  $E = 2757,9 \text{ N/mm}^2$ , coeficiente de Poisson  $\nu = 0.2$ ) para simular los fragmentos del hueso fracturado, en cada uno de los cuales fueron fijados dos clavos Schanz. Para las configuraciones no convencionales se utilizaron un fragmento corto y uno largo (Figura 1). Consistente con otros estudios, la fractura fue modelada sin ningún soporte interfragmentario con una separación de 21 mm en el espacio de fractura. El alineamiento de los fragmentos en el ensamble fue asegurado mediante el uso de anillo dividido removible.

Para cada configuración fueron ejecutadas pruebas de carga axial, de flexión y de torsión en el rango elástico de trabajo. Las pruebas de flexión se realizaron en dos planos ortogonales, el primero de ellos llamado antero posterior (AP) definido por los dos clavos del fragmento largo. Perpendicular a este quedó definido el segundo plano llamado medio lateral (ML).



**Figura 1.** Configuraciones de prueba (mm).

(a) Semi V, (b) V

**Figure 1.** Tested configurations (mm).

(a) Semi V, (b) V

Cada configuración fue ensamblada y ensayada 4 veces en cada modo de carga, usando conectores del sistema ATLAS escogidos aleatoriamente para cada nuevo ensamble entre un grupo de 24 conectores. La máquina usada fue una prensa de pruebas dinámicas y estáticas construida en la Universidad del Valle [12,13] la cual fue configurada para trabajar con control de carga. La fuerza se aplicó en cada extremo de los fragmentos con la ayuda de dos balines que permitieron la transmisión de carga axial sin la presencia de ningún momento flector. La carga se registró directamente con una celda de carga (Omega LC 703-150 de  $\pm 0.11$  Kg. de precisión) en serie con el vástago móvil (*crosshead*) de la

máquina y el desplazamiento se midió con tres transductores LVDT (Omega LD610 de  $\pm 15$  mm de rango de  $\pm 0.045$  mm de precisión), los cuales fueron posicionados en el segmento fijo de la configuración, espaciados a  $120^\circ$  en la periferia del fragmento y a una distancia radial de 37.5 mm del eje axial de los fragmentos (Figura 2). Con estos desplazamientos fue posible calcular el desplazamiento axial interfragmentario (DAIF) así como las dos rotaciones relativas entre los planos en la zona de fractura (RGF) las cuales permitieron determinar la denominada flexibilidad angular (*angular compliance*) [5] definida como el giro relativo entre los planos interfragmentarios dividido el DAIF.

La tasa de aplicación de carga usada en pruebas estáticas fue de 9.8 N/s, calculada con base en las recomendaciones de la norma ASTM (F1541-01, 2001) para ensayos en sistemas de fijación. Se realizó un preconditionamiento mediante la ejecución de 5 ciclos de carga y descarga con un nivel de carga máxima de 350 N, la rigidez axial se determinó usando ajuste lineal por mínimos cuadrados de la pendiente de la curva de fuerza axial versus desplazamiento axial interfragmentario obtenida en el quinto ensayo.

En las pruebas de flexión AP y ML cada sistema se sometió a flexión en voladizo, procedimiento en el cual se fijó el fragmento largo y se aplicó carga transversal a 5 mm del borde proximal del fragmento corto. El nivel de carga usado fue de 180 N en flexión AP, que es el plano de mayor rigidez. En flexión ML el nivel máximo de carga usado fue de 100 N. En estos ensayos se midió el desplazamiento en el punto de aplicación de la carga. En estas pruebas la rigidez cortante a flexión se calculó como la pendiente de la curva de carga versus el desplazamiento en el punto de aplicación de la carga (Figura 3).

Para caracterizar la rigidez a torsión fueron ejecutadas pruebas de flexo-torsión mediante la aplicación de un desplazamiento controlado a un brazo solidario con la cara proximal del fragmento móvil. Después de restar el desplazamiento debido a la flexión, la rigidez a torsión fue calculada como la pendiente de la curva del torque aplicado vs. el ángulo de torsión.



**Figura 2.** Montaje experimental para la prueba de carga axial. Configuración Semi V

**Figure 2.** Experimental assemble for the axial test. Semi V configuration



**Figura 3.** Montaje experimental para la prueba de flexión antero posterior (AP). Configuración en V

**Figure 3.** Experimental assemble for the anterior posterior flexion test (AP). V configuration

Para la comparación del desempeño del sistema de fijación ATLAS se ejecutaron las mismas pruebas con iguales configuraciones usando conectores y barras de un fijador comercial de la casa AO® (Swiss) (Figura 4).

Los resultados experimentales obtenidos durante las pruebas de compresión, de flexión y torsión con el sistema ATLAS fueron usados para calibrar un modelo computacional de elementos finitos para cada configuración. En este modelo, los fragmentos de nylon y los componentes del sistema de fijación se representaron con elementos viga. El modelamiento numérico se realizó con un programa personalizado de elementos finitos e iteración numérica desarrollado en Matlab 7.0 (MathWorks Inc., Natick, MA). El programa GID (© 2005 CIMNE International Center for Numerical Methods in Engineering) fue utilizado para generar la geometría y la malla.



**Figura 4.** Montaje experimental para la prueba de carga axial con conectores y barras AO. Configuración V

**Figure 4.** Experimental assemble for the axial test using AO rods and clamps. V configuration

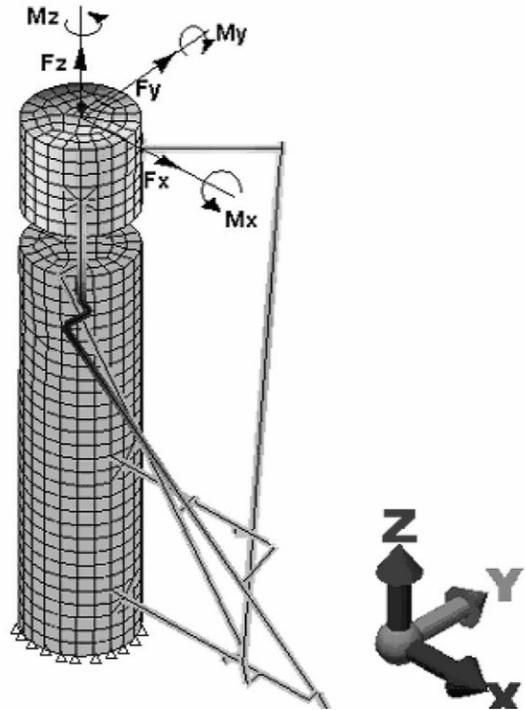
Cada conector fue representado como la composición de dos vigas lineales cuya rigidez axial, a flexión y a torsión fueron determinadas mediante el ajuste de los desplazamientos teóricos con los obtenidos experimentalmente.

Con este procedimiento se tuvo en cuenta de una forma aproximada la pérdida de rigidez en los conectores debidos a la falta de continuidad del material en las zonas de contacto entre sus elementos.

Una vez calibrados, los modelos computacionales se usaron para determinar la matriz de flexibilidad interfragmentaria, para lo cual, el modelo de cada configuración se empotró en el extremo distal del fragmento largo mientras que en el extremo proximal del fragmento corto se aplicaron seis casos de carga, consistentes cada uno en una fuerza o un momento unitario en cada una de las direcciones  $x$ ,  $y$  y  $z$  (Figura 5). Cada columna de la matriz de flexibilidad se compone de los seis desplazamientos interfragmentarios obtenidos para cada caso de carga, es decir, tres translaciones  $dx$ ,  $dy$  y  $dz$  (mm) y tres rotaciones (grados)  $rx$ ,  $ry$  y  $rz$  en las direcciones  $x$ ,  $y$  y  $z$  respectivamente. La matriz de rigidez se calculó como la inversa de la matriz de flexibilidad.

Para las pruebas cíclicas se usaron las mismas dos configuraciones del sistema ATLAS descritas anteriormente, y además se probó una configuración monoplanar evaluada previamente mediante pruebas estáticas [9]. El objetivo de estas pruebas fue simular una aplicación de carga en el fijador similar a la inducida por la caminata de un paciente después de la cirugía en el proceso de restauración de la fractura. Por ello la máquina se configuró para trabajar en control de carga con una forma de onda senoidal compresiva.

Se probó un solo ensamble en cada configuración para cada amplitud de carga. La amplitud de la onda se varió tres veces para cada configuración con un nivel de carga mínimo de 35 N y niveles máximos de 170, 250 y 330 N. Se utilizó una frecuencia de 1.4 Hz durante 10000 ciclos de prueba con lo cual cada prueba pudo ser ejecutada en aproximadamente 2 horas. Para la escogencia de estos niveles de carga y frecuencia se siguieron las recomendaciones de la norma ASTM, F1541-01 [14], en la cual se sugieren cargas dentro del rango elástico de trabajo y con niveles de frecuencia entre 1 y 5 HZ.



**Figura 5.** Modelo Computacional de la configuración en V

**Figure 5.** Computational model of the V configuration

Durante estas pruebas fueron registrados los valores de carga y DAIF durante todo el ciclo de carga y se determinó al final de cada prueba el DAIF residual exhibido por cada configuración al descargar el sistema.

### 3. RESULTADOS

La rigidez axial promedio de las configuraciones Semi V y V fue de 71.1 ( $\pm 1.9$ ) N/mm y 63.8 N/mm ( $\pm 2.8$ ), respectivamente, con un buen ajuste lineal ( $r > 0.99$ ). En las configuraciones del fijador AO, la rigidez axial promedio de la configuraciones V y Semi V fueron, respectivamente, 29% ( $92 \text{ N} \pm 7.7 \text{ N/mm}$ ) y 11% ( $71 \text{ N} \pm 6.6/\text{mm}$ ) mayores que las obtenidas con el sistema ATLAS. El DAIF residual fue muy similar entre los dos sistemas y la rigidez angular del sistema ATLAS (inverso de la flexibilidad angular) resultó mayor que la del sistema AO, con excepción de la configuración Semi V con respecto al eje y (Tabla 1).

**Tabla 1.** Resultados de la pruebas axiales

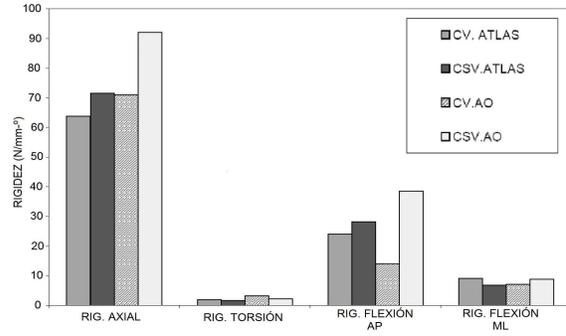
**Table 1.** Axial test results

Sistema	Configuración	Rigidez Axial (N/mm)	Flexibilidad Angular (°/mm)		DAIF residual promedio (mm)
			Eje y	Eje x	
ATLAS	V	63.8 ± 2.8	0.97	0.00	1.38
ATLAS	SEMI V	71.1 ± 1.9	0.97	0.04	0.60
AO	V	71.0 ± 6.6	2.39	0.31	1.46
AO	SEMI V	92.0 ± 7.7	0.92	0.15	0.47

La rigidez cortante a flexión (Figura 6) del sistema ATLAS en la configuración Semi V en el plano AP ( $28.2 \pm 2.1$  N/mm) resultó ser aproximadamente cuatro veces mayor que en el plano ML ( $6.8 \pm 0.3$  N/mm) mientras que para la configuración V la rigidez cortante a flexión en el plano AP ( $24.1 \pm 1.6$  N/mm) fue aproximadamente 2.6 mayor que en el plano ML ( $9.1 \pm 0.8$  N/mm). Una tendencia similar se observó con el sistema AO, para el cual la rigidez cortante a flexión en la configuración Semi V en el plano AP fue de  $38.5 \pm 1.3$  N/mm, aproximadamente 4.3 veces mayor que en el plano ML ( $8.8 \pm 0.7$  N/mm), mientras que en la configuración V la rigidez cortante a flexión en el plano AP fue de  $14.07 \pm 1.0$  N/mm, casi dos veces mayor que en el plano ML ( $7.1 \pm 0.3$  N/mm).

La rigidez a cortante del sistema ATLAS en la configuración V resultó un 70% y 28% mayor que la del sistema AO en los planos AP y ML, respectivamente, mientras que en la configuración Semi V resultó un 36% y 29% menor en los planos AP y ML, respectivamente.

La rigidez a torsión del sistema ATLAS fue de  $1642.3 \pm 82.5$  N.mm/° en la configuración Semi V y  $1943 \pm 103$  N.mm/° en la configuración en V, menores en un 30% y 40% que la rigidez de las configuraciones correspondientes del sistema AO, las cuales fueron de  $2319 \pm 71.7$  N.mm/° y  $3276.7 \pm 306.5$  N.mm/° respectivamente.

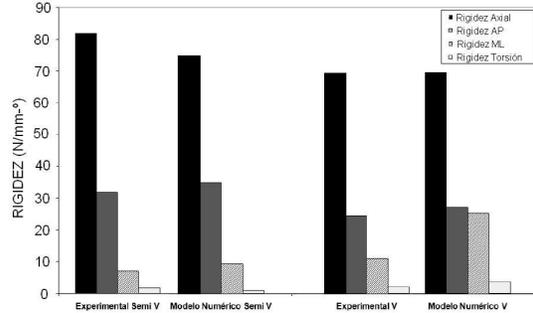


**Figura 6.** Comparación de la rigidez para cada caso de carga en todas las configuraciones de los sistemas ATLAS y AO

**Figure 6.** Comparison of the stiffness for each loading case and all configurations of the ATLAS and AO systems

En la calibración de los modelos analíticos con los resultados experimentales se obtuvieron buenas correlaciones para todos los casos de carga axial y flexión AP (diferencias promedio de 7%). En torsión y flexión ML se encontraron diferencias de hasta 128% en el caso de cortante a flexión de la configuración en V (Tercera y cuarta columnas blancas Figura 7).

Las matrices de flexibilidad no resultaron ser simétricas (Figura 8) lo cual obedece a que el punto de aplicación de las cargas no es el mismo que el punto de medición de los desplazamientos.



**Figura 7.** Comparación de la rigidez experimental y numérica

**Figure 7.** Comparison between experimental and numeric stiffness

Para la configuración Semi V la flexibilidad fue significativamente mayor en la dirección  $y$  (componente 2,2 igual a 0.1072 mm) comparada con las direcciones  $x$  y  $z$  (componentes 1,1 y 3,3 iguales a 0.0235 y 0.0134 mm), lo cual se explica por la orientación de la carga respecto al plano de los clavos. Por el contrario, en la configuración V, la flexibilidad es similar en las tres direcciones.

#### Configuración Semi V

$$\begin{bmatrix} dx \\ dy \\ dz \\ rx \\ ry \\ rz \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0235 & 0.0112 & 0.0040 & 0.0002 & 0.0000 & 0.0001 \\ -0.0040 & 0.1072 & 0.0006 & 0.0002 & 0.0000 & -0.0014 \\ 0.0117 & 0.0034 & 0.0134 & -0.0001 & 0.0002 & -0.0000 \\ 0.0062 & -0.0008 & -0.0034 & 0.0003 & -0.0001 & -0.0002 \\ 0.0083 & 0.0028 & 0.0096 & -0.0001 & 0.0001 & -0.0000 \\ 0.0037 & -0.0719 & -0.0014 & -0.0002 & -0.0000 & 0.0010 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Fx \\ Fy \\ Fz \\ Mx \\ My \\ Mz \end{bmatrix}$$

#### Configuración V

$$\begin{bmatrix} dx \\ dy \\ dz \\ rx \\ ry \\ rz \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0293 & 0.0150 & 0.0024 & 0 & -0.0001 & -0.0003 \\ 0.0246 & 0.0336 & 0.0135 & 0.0001 & 0.0002 & -0.0005 \\ 0.0179 & 0.0106 & 0.0206 & 0.0001 & 0.0003 & -0.0002 \\ 0.0049 & 0.0025 & 0.0036 & 0.0001 & 0 & -0.0001 \\ 0.0190 & 0.0071 & 0.0192 & 0 & 0.0003 & -0.0002 \\ -0.0217 & -0.0245 & -0.0132 & -0.0001 & -0.0002 & 0.0001 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Fx \\ Fy \\ Fz \\ Mx \\ My \\ Mz \end{bmatrix}$$

**Figura 8.** Matriz de flexibilidad interfragmentaria del sistema ATLAS. A) Conf. Semi V, b) Conf. V  
**Figure 8.** ATLAS' interfragmentary compliance matrix . A) Conf. Semi V, b) Conf. V

Durante las pruebas de carga variable no se observó pérdida de estabilidad en ninguna de las configuraciones, pero si se registró una variación de la amplitud de los desplazamientos del orden del 5% en las configuraciones semi V y V para la carga de 330 N. Los DAIF residuales para el nivel máximo de carga fueron similares a los observados en las pruebas estáticas para el sistema ATLAS y el AO. En la configuración monolateral el DAIF residual fue despreciable.

## 4. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Mediante este estudio se ratifica el adecuado desempeño del sistema de fijación ATLAS cuya caracterización preliminar se había realizado en una configuración monoplanar con un escaso número de pruebas y con un equipo limitado. En todas las pruebas ejecutadas se obtuvo un comportamiento lineal ( $r > 0.99$ ) en las curvas de Carga vs. Deflexión, lo que demuestra que bajo

estos niveles de carga estas configuraciones trabajan en el rango elástico. Adicionalmente, los valores de rigidez mostraron desviaciones estándar bajas lo que sugiere que los especímenes utilizados son muy similares y que su comportamiento es repetible, lo cual podría justificar la reutilización de componentes del sistema.

En la literatura se encuentra abundante información de caracterizaciones biomecánicas realizadas a sistemas de fijación monolaterales o del tipo Ilizarov que usa anillos y alambres [4, 15-16]. No obstante, no hemos encontrado referencias que documenten la respuesta mecánica de las configuraciones ensayadas en este estudio. Una configuración similar a las ensayadas es un fijador híbrido con anillos y alambres del tipo Ilizarov y barras y conectores de un sistema monolateral [5] para la cual se documenta una rigidez axial entre 53 y 102 N/mm, muy similar al rango obtenido en este estudio (63.8 - 92 N/mm).

De los resultados obtenidos en las pruebas de flexión se puede observar que los planos AP y ML son los de mayor y menor rigidez respectivamente, lo cual hace que estas configuraciones se comporten de una manera similar a los ensambles monolaterales, en las cuales el plano definido por los clavos es el mas fuerte a flexión [10]. Sin embargo, esta tendencia es mas pronunciada en la configuración Semi V, en la cual, la rigidez AP es casi cuatro veces la ML tanto en conectores ATLAS como en AO, mientras que para la configuración V estas diferencias son solo de aproximadamente el doble. La explicación de ello es que mientras que en la configuración en V recaen dos clavos en el plano AP, en la configuración Semi V recaen tres de los cuatro clavos, lo que rigidiza mas este plano. Adicionalmente, en el ensamble Semi V dos de las tres barras son paralelas, tal como ocurre en una configuración monolateral, mientras que en la configuración en V todas las barras están cruzadas. Desde el punto de vista clínico la diferencia de rigidez en los dos planos se adapta a la aplicación del sistema en la tibia, ya que generalmente los clavos tienen una orientación preferencial en el plano antero-posterior, que es

el plano donde se esperan los mayores niveles de carga durante la recuperación del paciente. Por otro lado, los DAIF residuales exhibidos después del cuarto ensayo en la fase de preacondicionamiento, que son característicos de todos los sistemas de fijación externa, fueron similares a los obtenidos con el sistema AO.

La mayor rigidez axial del sistema AO con respecto al ATLAS se puede atribuir a la mayor inercia de las barras (aproximadamente 8 veces mayor) y al diseño de las prensas que contienen dientes que bloquean completamente uno de los grados de libertad rotacionales. No obstante, la rigidez del sistema ATLAS está dentro de los rangos documentados para configuraciones similares lo que permite obtener resultados clínicos satisfactorios, tal como se ha demostrado en la práctica. Adicionalmente, el diseño de la prensa permite activar los seis grados de libertad entre los elementos conectados y disminuir el costo de construcción lo que se convierte en una ventaja significativa. Cabe resaltar además que la configuración de cada uno de los ensambles garantiza la estabilidad del sistema.

En las pruebas de carga variable se pudo determinar la estabilidad del sistema ATLAS en las tres configuraciones de prueba durante el ciclo de caminata simulado. Además, al final de las pruebas se obtuvieron DAIF residuales pequeños (5% del tamaño del gap), que son comparables con los obtenidos en las pruebas estáticas con el sistema AO. Cabe anotar que en otro estudio dinámico de fijadores externos (Gardner et al., 1999) con fijadores de marcas conocidas (Orthofix, Howmedica, Smith and Newphew y Hoffmann) se encontraron evidencias de fluencia y falla, sugiriendo que el paciente no debería soportar todo su peso en los primeros días del ciclo de restauración de fracturas inestables estabilizadas mediante fijadores externos.

Una limitación de este estudio es que el estado de carga al que se encuentra sometido un fijador en una aplicación clínica es más complejo que una carga axial cíclica. De hecho es una combinación de flexión, torsión y compresión (Gardner, 1999), por lo que hubiese sido

deseable someter estas configuraciones a un estado de carga combinado, para lo que se requiere el desarrollo de máquinas de prueba más sofisticadas. Mediante la utilización de las matrices de rigidez caracterizadas en este trabajo será posible estimar los desplazamientos interfragmentarios bajo combinaciones de carga más realistas, lo cual será objeto de futuros estudios.

## AGRADECIMIENTOS

El grupo de biomecánica de la Universidad del Valle agradece el apoyo brindado por la Vicerrectoría de Investigaciones para la ejecución de este trabajo.

## REFERENCIAS

- [1] ARO, H.T., CHAO, E.Y.S. Bone healing patterns affected by loading, fracture fragment, stability, fracture type and fracture site compression, *Clinic. Orthop.*, 293, 8-17, 1993.
- [2] CHAO, E.Y.S., ARO, H.T. Biomechanics of fracture fixation. En: *Basic Orthopaedic Biomechanics* (Eds. V.C. Mow, W.C. Hayes WC), Raven Press, 293-336, 1991.
- [3] ROUSH, J.K. Fractures of the tibia, *Vet. Clin. North. Am. (Small Anim Pract)*, 22, 161-170, 1992.
- [4] KRISCHAK, G.D., JANOUSEK, A., WOLF, S., AUGAT, P., KINZL, L., CLAES, L.E. Effects of one-plane and two plane external fixation on sheep osteotomy healing and complications, *Clinical Biomechanics* 17, 470-476, 2002.
- [5] YANG, L., NAYAGAM, S., SALEH, M. Stiffness characteristics and inter-fragmentary displacements with different hybrid external fixators, *Clinical Biomechanics*, 18, 166-172. 2002.
- [6] LEON, M.E., HERNANDEZ, J.A. Uso de un casco adecuado y su relación con fracturas craneofaciales en motociclistas de Cali, *Colombia Médica*, 35 (Supl 1), 10-15, 2004.

- [7] LASSO, P.A. Diseño, construcción y evaluación de un fijador externo Ilizarov para tratamiento de fractura de tibia [Tesis de pregrado]. Cali, Universidad del Valle, 2001.
- [8] ORTEGÓN, Q. Diseño, construcción y evaluación de un fijador externo monolateral de urgencias para tratamiento de fracturas en huesos largos. [Tesis de pregrado]. Cali, Universidad del Valle, 2001.
- [9] LEYTON, A., GARCÍA, J.J., MACHADO A., ECHEVERRI A. Caracterización Mecánica del Fijador Multiaxial ATLAS para fracturas de Huesos, *Ingeniería y Competitividad*, 5, 7-26, 2003.
- [10] GARDNER, T.N., EVANS, M., KENWRIGHT, J. A biomechanical study of five unilateral external fracture fixation devices. *Clinical biomechanics*, 12, No.2, 87-96, 1997.
- [11] DUDA, G., KIRCHNER, H., WILKE, H., CLAES, L. A method to determine the 3-D stiffness of fracture fixation devices and its application to predict inter-fragmentary movement, *Journal of Biomechanics*, 31, 247-252, 1998.
- [12] LEYTON, A., BALLEEN, J., MORÁN, R., CASANOVA, F., PINEDO, R., GARCÍA, J.J. Desarrollo de una prensa para pruebas estáticas y dinámicas de elementos ortopédicos y tejidos biológicos, *Revista Ingeniería e Investigación*, 28, 132-137, 2008.
- [13] BALLEEN, J.D. Diseño de un marco para una prensa de pruebas dinámicas. [Tesis de pregrado]. Cali, Universidad del Valle, 2008.
- [14] ASTM, Designation F 1542-01. Specification and Test Methods for External Esqueletal Fixation Devices, ASTM, 2001.
- [15] GARDNER, T.N, WEEMAES, M. A mathematical matrix for characterizing mechanical performance of the Orthofix DAF. *Medical Engineering & Physics*, 21, 67-51, 1999.
- [16] ILIZAROV, G.A. Clinical application of the tension-stress effect for limb lengthening, *Clin. Orthop.* 250, 8–26, 1990.
- [17] GARDNER, T., SIMPSON, H., KENWRIGHT, J. Rapid application fracture fixators – an evaluation of mechanical performance, *Clinical Biomechanics* 16, 151-159, 2001.