

## CIMENTOS DE FOSFATO DE CÁLCIO PARA RECONSTRUÇÃO ÓSSEA

Columnista Experto SIIC



**MSc. Luís Alberto dos Santos, en colaboración con Garcia Carrodéguas R, Padilla Mondéjar S, da Silva Rigo EC, Ortega Boschi A, Fonseca de Arruda AC**

(LAdS) Doutorando da Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, UNICAMP-FEM - CEP:13081-970 - Campinas - SP - Brasil. (RGC) Sub-Diretor do Centro de Biomateriais da Universidade de Havana, Cuba. (SPM) Pesquisadora do Departamento de Cerâmicas e Compósitos, Centro de Biomateriais da Universidade de Havana, Cuba. (ECdSR) Pesquisadora da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas, Brasil. (AOB) Professor Adjunto do Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos, Brasil. (ACFdA) Professor Titular da Faculdade de Engenharia Mecânica, UNICAMP, Brasil.

Campinas, São Paulo, Brasil (**especial para SIIC**)

Desde seu surgimento no mercado, no início dos anos 80, as cerâmicas de fosfato de cálcio, especialmente a hidroxiapatita, foram consideradas os materiais por excelência para a remodelação e reconstrução de defeitos ósseos.

### Introdução

Essa preferência se deve principalmente por suas inigualáveis propriedades de biocompatibilidade, bioatividade e osteocondutividade, o que significa que ao serem implantadas no sítio ósseo, não induzem resposta imunológica, são capazes de ligar-se diretamente ao tecido ósseo e permitem o crescimento do osso ao longo de sua superfície (LeGeros, 1991).

Após duas décadas do início de sua aplicação clínica, surgiram registros de algumas desvantagens das cerâmicas de fosfato de cálcio. Elas podem ser encontradas nas formas de blocos ou granulados; os blocos são fabricados com formas pré determinadas e padronizadas; os granulados apresentam o risco de migrarem além do sítio de implantação podendo alcançar o tecido mole e provocar reações granulomatosas e até mesmo sua expulsão para fora do organismo (Driessens et al., 1997).

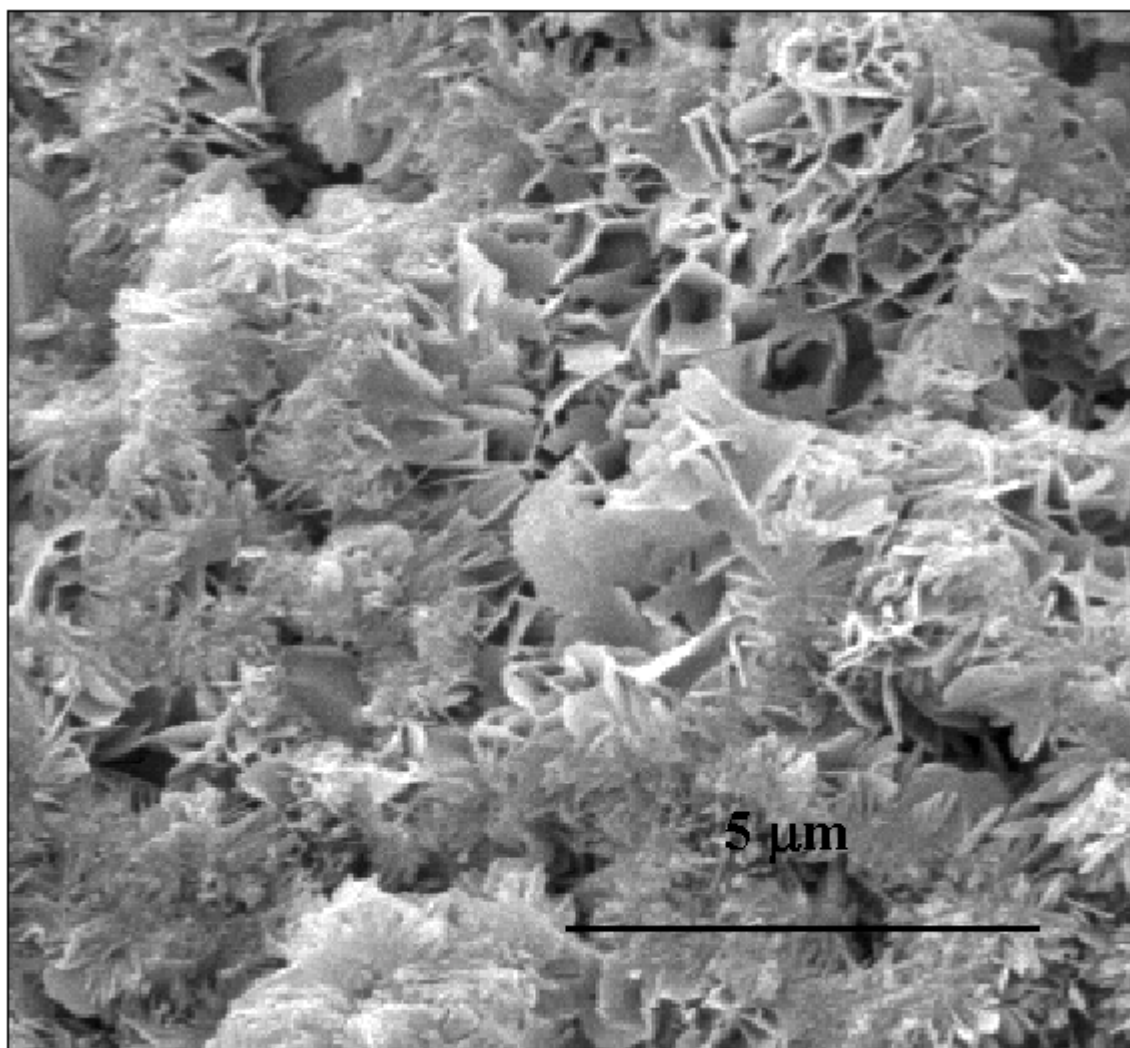
Estas desvantagens estariam ausentes se um material tivesse composição similar a das cerâmicas de fosfato de cálcio, e portanto, exibissem propriedades de biocompatibilidade, bioatividade e osteocondutividade, que fosse moldável na forma e dimensões do defeito ósseo que se pretendesse corrigir e que adquirisse resistência mecânica de tal forma a não permitir que o material migrasse para locais externos ao de implantação. Essas possibilidades e outras de interesse são apresentadas nos Cimentos de Fosfatos de Cálcio (CFCs), recentemente apresentado no mercado especializado.

### O que são os CFCs?

Os CFCs são materiais constituídos por um pó e um líquido, os quais, ao serem misturados formam uma pasta que endurece espontaneamente a temperatura ambiente ou corporal como resultado da precipitação de um ou vários fosfatos de cálcio (Driessens et al., 1998).

O pó pode estar composto por um ou vários fosfatos de cálcio, outros sais de cálcio e certos aditivos orgânicos. Por sua vez, o líquido pode ser água ou soluções aquosas de compostos de cálcio ou fosfato, também podem conter certos aditivos orgânicos (Chow, 1998).

Ao obter a mistura dos componentes sólido e líquido de um CFC, inicia-se a dissolução dos compostos presentes no pó e a precipitação de novos compostos. Esse novo precipitado composto por cristais microscópicos forma um emaranhado que proporciona resistência mecânica ao sistema. Na figura 1 pode-se observar a foto obtida por microscopia eletrônica de varredura mostrando a disposição cristalina de um CFC baseado no sistema (-fosfato tricálcico/hidrogeno fosfato de sódio/água, cujo produto de reação é hidroxiapatita deficiente em cálcio (CDHA), similar à hidroxiapatita biológica (Carrodéguas et al., 1999).



**Figura 1.** Microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície de fratura de um CFC do sistema (-fosfato tricálcico/ hidrogeno fosfato de sódio/água, cujo produto de reação é hidroxiapatita deficiente em cálcio (CDHA) (após 24 horas em fluido plasmático simulado a 37 °C).

Conceitualmente, os CFCs foram apresentados pela primeira vez como possíveis materiais de restauração dentária em 1982 (LeGeros et al., 1982), mas apenas em 1987 foi desenvolvido o primeiro CFC baseado em fosfato tetracálcico (TTCP) e fosfato dicálcico dihidratado ou anidro (DCPD, DCPA) (Brown & Chow, 1987). Desde então, existem mais de 130 artigos científicos publicados sobre CFC e sistemas relacionados, e um número ainda maior de resumos apresentados em congressos especializados (Chow, 1998).

As características que determinam os CFCs como biomateriais atrativos para a reconstrução ou remodelação óssea são a facilidade de manipulação e moldagem sem ter que dar forma prévia ao implante, adaptando-se totalmente a forma da cavidade óssea, obtendo um íntimo contato entre o osso e o cimento desde os primeiros estágios da implantação. Além disto, os CFCs diferenciam-se dos outros cimentos ósseos não aquecendo nem expandindo durante o processo de endurecimento, evitando assim a necrose tecidual no sítio de implantação (Driessens et al., 1997).

#### **Principais tipos de CFCs**

São sete os diferentes tipos de CFCs possíveis, de acordo com o tipo de fosfato de cálcio precipitado conforme o sistema ternário  $\text{Ca(OH)}_2\text{-H}_3\text{PO}_4\text{-H}_2\text{O}$  (Driessens et al., 1997). Entretanto devido à citotoxicidade de alguns compostos de fosfato de cálcio, devido aos valores de pH em meio aquoso destes compostos, os cimentos contendo hidroxiapatita deficiente em cálcio (CDHA) e fosfato octacálcico (OCP) são os mais convenientes para uso. Entretanto modificações na composição do cimento podem ser feitas para permitir o controle do pH através da adição principalmente de sais de cálcio ácidos ou básicos, razão pela qual existem outros tipos de cimentos de fosfato de cálcio que são baseados em outras fases além da CDHA e OCP.

Do ponto de vista clínico existem certos requisitos que um cimento ósseo deve cumprir, o que reduz ainda

mais os tipos de CFCs de interesse clínico. Esses requisitos são: curar e endurecer *in vivo* em um tempo razoável, possuir uma resistência mecânica apropriada durante o período requerido, pH neutro (6,5-8,5) durante e depois da cura para evitar efeitos citotóxicos, fácil manipulação, ausência de toxicidade, perfeita adesão ao tecido ósseo e ausência de características alergênicas e cancerígenas (Lemaitre et al., 1987; Driessens et al., 1997).

Os principais CFCs desenvolvidos até o momento e que por sua vez cumprem os requisitos anteriores podem ser classificados de acordo com o composto formado durante a cura em cimentos de hidroxiapatita e cimentos de fosfato dicálcico dihidratado. A seguir, será dada uma breve discussão dos resultados encontrados em literatura para estes tipos de CFCs.

#### **CFCs de hidroxiapatita**

Este tipo de cimento foi desenvolvido por Brown e Chow na metade da década de 80 (Brown and Chow, 1985). Misturas de fosfato tetracálcico (TTCP) e hidrogeno fosfato de cálcio, dihidratado e anidro (DCPD e DCPA, respectivamente), em proporção molar 1:1, reagem ao adicionar-se água para formar hidroxiapatita (HA), como um único produto da reação. Esse cimento endurece em torno de 30 min., seu pH varia de 7,5 a 8,5 e desenvolve uma resistência a compressão de 60MPa em 24 horas (Chow et al., 1991).

Estudos posteriores têm melhorado consideravelmente as propriedades destes cimentos e facilitado o seu uso clínico. A adição de Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub> à parte líquida do cimento provoca a diminuição do tempo necessário para o seu endurecimento para 5 min. contra os 30 min. necessários no cimento convencional (Chow et al., 1994). A adição de aproximadamente 2% de hidroxipropil metilcelulose, alginato de sódio e outros agentes gelificantes à parte líquida melhora a coesão da pasta tornando-a mais resistente à desintegração em meio aquoso ou corpóreo no sítio de implantação imediatamente após a mistura. Alguns destes aditivos aumentam o tempo de cura, o que pode ser compensado mediante o uso de uma solução de fosfato como parte do líquido (Cherng et al., 1995; Ishikawa et al., 1995).

Outros cimentos cujo produto de cura seja hidroxiapatita (HA), são os que tem como componente principal (-fosfato tricálcico (-TCP). Entre eles destacam-se o cimento que provoca a diminuição do tempo necessário para o seu endurecimento para 5 min. contra os 30 min. necessários no cimento convencional (Chow et al., 1994). A adição de aproximadamente 2% de hidroxipropil metilcelulose, alginato de sódio e outros agentes gelificantes à parte líquida melhora a coesão da pasta tornando-a mais resistente à desintegração em meio aquoso ou corpóreo no sítio de implantação imediatamente após a mistura. Alguns destes aditivos aumentam o tempo de cura, o que pode ser compensado mediante o uso de uma solução de fosfato como parte do líquido (Cherng et al., -se o cimento desenvolvido por Ginebra (Ginebra et al., 1997), constituído por (-TCP e (-TCP (17%), HA (2%) e uma solução de Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub> a 2,5% , outro constituído por (-TCP, DCPA, CaCO<sub>3</sub> (CC) e HA (Driessen et al., 1997). Este cimento endurece aos 17 min. e apresenta uma resistência a compressão de 35 MPa.

Ambos os cimentos obtiveram bons resultados nas avaliações *in vivo* (Driessen et al., 1997; Ginebra et al., 1995).

Um outro cimento de (-TCP desenvolvido é o constituído por (-TCP, CC e dihidrogeno fosfato de cálcio monohidratado (MCPM) (Morgan et al., 1997). Este cimento após 24 horas desenvolve uma resistência a compressão de 55 MPa.

Constantz e colaboradores (Constantz et al., 1991) desenvolveram um cimento de HA misturando quantidades apropriadas de H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> ou MCPM com TTCP. O tempo de cura ficou na faixa de 6 a 11 minutos e a resistência mecânica entre 15 e 92 MPa.

Mirtchi e colaboradores (Mirtchi et al., 1990) prepararam um cimento de HA a partir do sistema formado por (-TCP, DCPD e CC com água como líquido de mistura. A cura deste sistema foi muito lenta, o que tentaram diminuir através da adição de pequenas quantidades de HA e a utilização de uma suspensão contendo HA e DCPD a qual ainda adicionou-se NaF e MCPM (Mirtchi et al., 1991).

#### **Cimentos de fosfato dicálcico dihidratado**

Dentro deste grupo encontram-se dois tipos de cimentos. O primeiro formado pelo sistema (-TCP, MCPM e água como parte líquida (Mirtchi et al., 1989). Este cimento tem uma cura relativamente rápida, porém com a adição de sulfato de cálcio hemihidratado (CSH) e pirofosfato de cálcio pode-se aumentar o tempo de cura para até 10 min, assim como a resistência mecânica do cimento, sendo que, a resistência a tração (compressão diametral) é de 3 MPa (Mirtchi et al., 1989a).

Um segundo sistema constituído por (-TCP e uma solução de H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> como líquido, apresenta melhores propriedades físico-mecânicas que o sistema anteriormente citado (Bohner and Lemaitre, 1993).

Este sistema também endurece rapidamente. Com estudos posteriores observou-se que, o tempo de cura e

a resistência mecânica do cimento poderiam ser ajustadas adicionando-se pequenas quantidades de íons sulfato, citrato e pirofosfato no líquido de mistura (Bohner et al., 1996).

### CFCs comerciais

São conhecidos no mercado diversos fabricantes de CFCs comerciais, todas recentemente lançadas (Driessens et al, 1998; Bohner, 2000): Norian SRS, Norian CRS e Fracture Grout (Norian Corp., Cupertino, CA, USA), Cementek (Teknimed S.A., Vic en Bigorre, França); Biocement D e Biobone (Merck Biomaterial, Darmstadt, Alemanha); (-BSM (ETEX); Embarc (Lorenz Cirurgical); Bonesource (Leibinger); Biopax (Mitsubishi Materials). Em estudos comparativos de algumas propriedades desses cimentos, observa-se que, o Biocement D tem propriedades superiores (ver Tabela 1), seguido do Norian SRS e pelo Cementek, nessa ordem (Driessens et al., 1998), entretanto faltam ainda estudos publicados a respeito dos cimentos de fosfato de cálcio de todos os fabricantes.

**Tabela 1. Algumas propriedades de CFCs comerciais (Driessens et al., 1998).**

CFC	Composição do pó	Composição após a cura	I (%)	t <sub>i</sub> 20° (min)	t <sub>F</sub> 20° (min)	t <sub>i</sub> 37° (min)	t <sub>F</sub> 37° (min)	C (MPa)
Biocement D	a -TCP, DCPA, CaCO <sub>3</sub> , HA	HA, DCPA, CaCO <sub>3</sub>	94	9,5	2,75	19	7,5	48
Norian SRS	a -TCP, CaCO <sub>3</sub>	HA, CaCO <sub>3</sub>	83	22	6,5	37	8,5	33
Cementek	TTCP, a - TCP	HA	81	36	9,5	64	17	8

a -TCP: a -fosfato tricálcico; DCPA: hidrogeno fosfato de cálcio anidro; HA: hidroxiapatita; TTCP: fosfato tetracálcico; I: injetabilidade; t<sub>i</sub>: tempo de cura inicial; t<sub>F</sub>: tempo de cura final.

### Comportamento in vivo

O comportamento biológico in vivo dos CFCs tem sido exaustivamente estudado em diversos modelos animais (Fujikawa et al., 1995; Yoshimine et al., 1993; Horioglu et al., 1995; Lemaitre et al., 1992; Ohura et al., 1996; Munting et al., 1993).

Genericamente, os CFCs comportam-se in vivo de maneira semelhante as biocerâmicas de (-fosfato tricálcico, ou seja, são absorvidos devido a atividade osteoclástica, formando ao mesmo tempo novo tecido ósseo na interface osso-implante. Desta forma os CFCs não atuam como substitutos permanentes do osso, mas apenas temporários, sendo lentamente substituídos por tecido ósseo neoformado. Este comportamento típico tem sido denominado de osteotransdutividade. A velocidade em que esse fenômeno ocorre depende fortemente do tipo de CFC, do sítio de implantação e da idade do indivíduo receptor, entre outros fatores (Driessens et al., 1998).

### Aplicações clínicas

A experiência clínica com o uso do CFC é ainda relativamente escassa, devido a seu recente surgimento. Na Tabela 2 estão listados os diferentes usos clínicos dos CFCs (Driessens, 1998).

**Tabela 2. Aplicações clínicas dos CFCs.**

Especialidade clínica	Aplicação	E	C
Traumatologia	Fraturas		+
Ortopedia	Fixação de endopróteses metálicas	+	
	Fixação de parafusos ósseos	+	
	Preenchimento de cavidades císticas e tumorais		+
Cirurgia plástica	Correção do palato		+
	Correção de defeitos crânio-faciais		+
	Reparação de fraturas do arco zigomático	+	
Ortodontia	Fechamento de canal apical	+	
Parodontologia	Preenchimento de defeitos periodontais		+

Implantologia oral	Fixação de implantes orais	+	
Odontologia protética	Preenchimento de cavidades alveolares	+	
	Remodelação do rebordo alveolar	+	

E: fase experimental em modelos animais; C: fase clínica em humanos

### **Tendências futuras**

O emprego dos CFCs como matrizes portadoras para liberação in situ de diversos princípios ativos é uma das perspectivas para experimentação clínica nos próximos anos. Tem sido desenhado e estudado in vitro e em modelos animais sistemas baseados em CFC para a liberação in situ de proteína óssea morfogenética (Kamegai et al., 1994), agentes anticancerígenos (Otsuka et al., 1994; Otsuka et al., 1995), antibióticos (Otsuka et al., 1990; Yu et al., 1992; Tung, 1995; Bohner et al., 1997), polipeptídios (Otsuka et al., 1994a) e anti-inflamatórios (Otsuka et al., 1994b; Otsuka et al., 1994c).

O desenvolvimento de CFC com elevada resistência mecânica é outro campo de investigação no qual deve-se obter resultados interessantes nos próximos anos. A otimização da microestrutura (Ishikawa and Asaoka, 1995; Fernández et al., 1998), reforço com fibras (Santos et al., 1999) e os CFCs de dupla pega (Santos et al., 1999; Carrodéguas et al., 1999) são vias que estão sendo recentemente exploradas para atingir esse objetivo. Além disto deverão ser desenvolvidos CFCs injetáveis e blocos contendo macroporosidade para melhorar a osteocondução. O desenvolvimento de blocos com porosidade controlada parece ser o principal desenvolvimento futuro dos CFCs em virtude da resposta inflamatória desenvolvida quando o material é empregado na forma não conformada (Miyamoto et al, 1999), devido à desagregação de partículas do pó do cimento. Além disto blocos de cimento de fosfato de cálcio apresentam a vantagem de serem absorvidos, o que normalmente não ocorre com os blocos de fosfato de cálcio comerciais, em virtude da utilização de altas temperaturas na sua obtenção.

### **Comentários finais**

Nos últimos tempos os CFCs começaram a competir no mercado de biomateriais para remodelação ou reconstrução óssea em decorrência de certas vantagens por eles apresentados com relação aos biomateriais tradicionais. Além de facilidade de manipulação, injetabilidade e adaptação ao defeito ósseo, alguns dos CFCs desenvolvem resistências a compressão similares ou até mesmo superiores ao do osso esponjoso (~30MPa). Seu comportamento in vivo pode ser descrito com um termo de recente criação: osteotransdutividade. A osteotransdução implica em biodegradação e substituição por novo osso, de forma simultânea. A velocidade da osteotransdução dos CFCs é fortemente influenciada pelo local de implantação, idade do indivíduo receptor e o tipo de CFC.

Espera-se para um futuro próximo o aumento do uso clínico dos cimentos comerciais já existentes e o surgimento de novos CFCs com melhores propriedades e novas aplicações.

### **Bibliografia**

- Bohner M. (2000) Injury, Int. Care Injured 31S:D37-47.
- Bohner M and Lemaitre J. (1993) Proc. Third Euro-Ceramics, 95-100.
- Bohner M, Lemaitre J and Ring TA. (1996) J. Am. Ceram. Soc. 79(6):1427-1434.
- Bohner M, Lemaitre J, Van Landuyt P, Zambelli PI, Merkle HP and Gander B. (1997) J. Pharm. Sci. 86 (5):565-572.
- Brown WE and Chow LC. (1985) US Patent 4,518,430, May 21.
- Brown WE and Chow LC. (1987) In: Cements Research. Progress 1986.
- Brown P.W. (ed.) Westerville, American Ceramic Society, p. 352-379.
- Carrodéguas RG, Santos LA, Rigo ECS, Boschi AO, Mondéjar SP e Arruda ACF. (1999) Patente requerida.
- Cherng M, Takagi S and Chow LC. (1995) J.Dent. Res. 74(242) IADR Abstr. 1845.



- Ishikawa K, Miyamoto Y, Kon M, Nagayama M and Asaoka K. (1995) *Biomaterials* 16(7):527-32.
- Chow LC. (1998) In: Le Geros R.Z. and LeGeros J.P. (eds.) *Bioceramics Vol. 11 (Proceedings of the 11th International Symposium on Ceramics in Medicine)* New York, World Scientific Publishing, p. 45-49.
- Chow LC, Takagi S, Constantino PD and Friedman CD. (1991) *Matl. Res. Symp. Proc.* 179:3-24.
- Chow LC, Takagi S and Ishikawa K. (1994) In: *Hydroxyapatite and related materials*, Brown P.W. and Constantz B. (eds.) CRC Press, Boca Ratón, p. 127-137.
- Constantz BR, Barr B and McVicker K. (1991) US Patent 5,053,212, 1 Oct. Driessens FCM. (1998) In: Ravaglioli A. (ed.) *Fourth Euro Ceramics. Bioceramics Vol. 8*, Faenza Editrice, Faenza, p. 77-83.
- Driessens FCM, Fernández E, Ginebra MP, Boltong MG and Planell JA. (1997) *Anal. Quím. Int. Ed.* 93:S38-S43.
- Driessens FCM, Boltong MG, De Maeyer EAP, Vercruyse CWJ, Wenz R and Verbeeck RMH. (1998) In: Le Geros R.Z. and LeGeros J.P. (eds.) *Bioceramics Vol. 11 (Proceedings of the 11th International Symposium on Ceramics in Medicine)* New York, World Scientific Publishing, p. 231-233.
- Fernández E, Gil FJ, Best SM, Ginebra MP, Driessens FCM and Planell JA. (1998) *J. Biomed. Mater. Res.* 41, 560-567.
- Fujikawa K., Sugawara A., Murai S., Nishiyama M., Takagi S. and Chow LC (1995) *Dent. Mater.* 14(1):45-57.
- Ginebra MP, Boltong MG, Fernandez E, Planell JA, FCM Driessen. (1995) *Proc. 21st Ann. Meeting Soc. Biomater*, 99.
- Ginebra MP, Fernandez E, De Maeyer EAP, Verbeeck RMH, Boltong MG, Ginebra J, Driessens FC, Planell JA (1997) *J. Dent. Res.* 76(4):905-912 Horioglu RE, Friedman CD, Constantino PD, Takagi S and Chow LC. (1995) *Proc. 21st Ann. Meeting Soc. Biomater.*, 198.
- Ishikawa K and Asaoka K. (1995) *J. Biomed. Mater. Res.* 29:1537-1543.
- Kamegai A, Shimamura N, Naitou K, Nagahara K, Kanematsu N and Mori M. (1994) *Bio-Med. Mater. Eng.* 4:291-307.
- LeGeros RZ. (1991) In: Myers H.M. (ed.) *Monographs in Oral Science*, Karger LeGeros RZ, Chohayeb A and Shulman A. (1982) *J. Dent. Res.* 75, Abstr. No. 1482, 343.
- Lemaitre J, Mirtchi A and Mortier A. (1987) *Silicates Industriels* 9-10, 141-146.
- Lemaitre J, Munting E and Mirtchi AA. (1992) *Rev. Stomatol.Chir. maxillofac.* 93(3):163-165.
- Mirtchi AA, Lemaitre J and Munting E. (1990) *Biomaterials* 11:83-88.
- Mirtch AA, Lemaitre J and Munting E. (1991) *Biomaterials* 12:505-510.
- Mirtchi AA, Lemaitre J and Terao N. (1989) *Biomaterials* 10:475-480.
- Mirtchi AA, Lemaitre J and Munting E. (1989a) *Biomaterials* 10:634-638.
- Miyamoto Y, Ishikawa K, Takechi M, Toh T, Yuasa T, Nagayama M, Suzuki K. (1999) *J. Biomed. Mater. Res. (Appl. Biomater.)* 48:36-42.
- Morgan EF, Yetkinler DN, Constantz BR and Dauskardt RH. (1997) *J. Mater. Sci.: Mater. In Med.* 8:559-570.

- Munting E, Mirtchi AA and Lemaitre J. (1993) *J.Mater. Sci. Mater. Med.* 4:337-344.
- Ohura K, Bohner M, Hardouin P, Lemaitre J, Pasquier G and Flautre B. (1996) *J. Biomed. Mater. Res.* 30:193-200.
- Otsuka M, Matsuda Y, Yu D, Wong J, Fox JL and Higuchi WI. (1990) *Chem. Pharm. Bull.* 38:3500-3502.
- Otsuka M, Matsuda Y, Suwa Y, Fox J and Higuchi WI. (1994) *J. Pharm. Sci.* 83:1565-1568.
- Otsuka M, Matsuda Y, Suwa Y, Fox JL and Higuchi WI. (1994a) *J. Pharm. Sci.* 83:255-258.
- Otsuka M, Matsuda Y, Suwa Y, Fox J and Higuchi WI. (1994b) *J. Pharm. Sci.* 83:611-615.
- Otsuka M, Matsuda Y, Suwa Y, Fox J and Higuchi WI. (1994c) *J. Pharm. Sci.* 83:259-263.
- Otsuka M, Matsuda Y, Fox JL and Higuchi WI. (1995) *J. Pharm. Sci.* 84(6):733-736.
- Santos LA. (1999) Patente requerida .
- Santos LA, Oliveira LC, Rigo ECS, Carrodeguas RG, Boschi AO and Arruda ACF. (1999a) *Bone*, Elsevier. 25,2, August, 99S-102S, 1999.
- Tung IC. (1995) *Artif. Cells, Blood Subst., Immob. Biotech.* 23:81-88.
- Yoshimine Y, Akamine A, Mukai M, Maeda K, Matsukura M, Kimura Y and Makishina T. (1993) *Biomaterials* 14(6), 403-406.
- Yu D, Wong J, Matsuda Y, Fox JL, Higuchi WI and Otsuka M. (1992) *J. Pharm. Sci.* 81:529-531.

## CINTURONES DE SEGURIDAD Y FRACTURAS



Columnista Experto SIIC  
**Dr. Martinus Richter**

Cirujano de Ortopedia y Traumatología, Trauma Department, Hannover Medical School, Hannover, Alemania.

Otro trabajo publicado: <http://www.martinusrichter.de>

Hannover, Alemania (**especial para SIIC**)

Los avances en la seguridad de los pasajeros aún no han podido disminuir las lesiones de los miembros superiores. Deben realizarse algunas modificaciones en los sistemas de seguridad de los vehículos para mejorar la absorción de la energía del impacto producido por las colisiones.

**Abstract** Between 1985 and 1995, 3,260 restrained car drivers (1,228 front seat passengers) were injured in 9,380 crashes involving cars.

179 (5,5%) drivers (front seat passengers: 53, 4.3%) of those sustained fractures of the arm. Among the 384 single fractures the hand (25%), wrist (23%) and forearm (23%) were affected most often, elbow (9%), upper arm (10%) and shoulder (10%) rather seldom. Half of the evaluated fractures of the tubular bones were type A-fractures due to the AO classification and the other two quarters in each case, respectively type B- and C-injuries. 16% of all fractures were open. No considerable differences of the injury mechanism were found comparing drivers and front seat passengers. Since over half of all fractures resulted from a direct impact from the hand and/or arm, modifications are necessary in order to improve the energy absorption by means of padding the dashboard and the inner door. The use of side- and front-airbags could serve as an additional auxiliary equipment, as long as it doesn't induce a supplemental stress, through unfolding of the airbag.

### Keywords

Car accident, fracture of the arm, injury mechanism, classification, prevention.

### Resumen

En los 9 380 accidentes automovilísticos que tuvieron lugar en Alemania entre 1985 y 1995 se accidentaron 3 269 conductores y 1 228 acompañantes que usaban cinturón de seguridad. Ciento setenta y nueve conductores (5.5%) y 53 acompañantes (4.3%) sufrieron fracturas del miembro superior. Las localizaciones más comunes de las 384 fracturas simples fueron mano (25%), muñeca (23%) y antebrazo (23%) mientras que las menos comunes resultaron ser las fracturas de codo (9%), brazo (10%) y hombro (10%). La mitad de las fracturas de los huesos largos evaluadas fueron del tipo A de la clasificación AO y el resto correspondió en iguales proporciones a lesiones de tipo B y C. El 16% del total eran fracturas expuestas. No se registraron diferencias considerables en el mecanismo de producción de las lesiones al comparar los conductores con los acompañantes. Debido a que más de la mitad de todas las fracturas fueron consecuencia de un impacto directo desde la mano, el brazo o ambos, se hace necesario introducir algunas modificaciones para lograr un aumento de la absorción de energía por medio de un tapizado mullido del tablero e interior de las puertas. La utilización de bolsas neumáticas autoinflables (airbags) frontales y laterales podría ser de utilidad como equipo auxiliar, ya que cuando se despliegan no producen un estrés adicional.

### Palabras Clave

Accidentes automovilísticos, fracturas del miembro superior, mecanismo de lesión, clasificación, prevención.

### Introducción

A pesar de los progresos en la seguridad de los pasajeros relacionada con los choques automovilísticos gracias a los cinturones de seguridad el número de fracturas del miembro superior ha disminuido en muy escasa proporción.<sup>1,2</sup> La frecuencia y gravedad de las lesiones del miembro superior de los ocupantes de los automóviles ha permanecido sin variaciones a través de los años en el grupo de pacientes que hemos atendido en un centro de nivel 1 especializado en trauma. Si bien en los vehículos con motor las extremidades no se sujetan de manera específica, los efectos de la sujeción con cinturones de seguridad y el acolchonamiento producido por las bolsas neumáticas ha logrado disminuir el impacto sufrido por las extremidades a raíz de la colisión<sup>3</sup>. El promedio de ocupantes de los automóviles es igual a 1.3, y en Alemania más del 90% de las personas que viajan en los asientos delanteros de los vehículos llevan puesto el cinturón de seguridad<sup>3</sup>. Es por ello que solamente se consideró representativo el grupo constituido por los pasajeros que viajaban en el asiento delantero y que llevaban puesto el cinturón de seguridad. En nuestro estudio, en primer lugar se evaluó la frecuencia real de las fracturas de miembro superior de los pasajeros que viajaban en el asiento delantero sujetos con cinturón de seguridad y luego se investigó el origen, tipo y magnitud de la lesión. En este análisis hemos intentado determinar la existencia de diferencias entre el conductor y los acompañantes delanteros. El objetivo del trabajo fue analizar el mecanismo de producción de las fracturas de miembro superior en los automóviles y así sentar las bases para la elaboración de pautas de prevención.



## **Material y métodos**

Se realizó un análisis estadístico retrospectivo de los archivos de choques automovilísticos desde 1985 hasta 1995 y se examinó la aparición de fracturas de miembro superior en personas que viajaban en los asientos delanteros y que llevaban puesto el cinturón de seguridad.

Los registros de los accidentes han sido preparados por equipos de científicos de la Unidad de Investigaciones sobre Accidentes.

Los equipos recibían la información de manera directa por intermedio de una radio policial y rápidamente llegaban a las escenas de los accidentes en sus propios vehículos. En el área de los distritos rural y urbano de Hannover se registran aproximadamente 6 000 choques de automóviles por año que producen lesiones en seres humanos. Desde 1988 se han documentado alrededor de 1 000 (17%) choques por año. Para tal registro se utilizó un plan simple de muestras estadísticas. En el período de 1973 a 1987 se tuvo conocimiento de un promedio de 300 choques de automóviles por año. Además de las indicaciones técnicas y de la evaluación del daño del automóvil, los archivos incluían los detalles médicos con respecto a las lesiones sufridas por las personas y a su gravedad. Si las víctimas llevaban puesto el cinturón o no, se determinó por anamnesis o por evaluación del perfil de la lesión. La documentación de los diagnósticos y de los tipos de lesión se completó en la primera institución médica que proporcionó los cuidados para el lesionado, con la ayuda del equipo médico local. El equipo de la Unidad de Investigación sobre Accidentes se encargó de tomar radiografías así como fotografías de la escena de la colisión, del interior y del exterior de los autos. Los archivos finales permitían el análisis técnico y médico del accidente en una etapa posterior. Las lesiones se dividieron según la Escala Abreviada de Lesiones (EAL) para el miembro superior (tabla 1), la clasificación AO (Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese) de fracturas (tabla 2) y la clasificación TSCHERNE de daño tisular (tabla 3).<sup>4-6</sup>

## **Resultados**

En 9 380 choques automovilísticos ocurridos entre 1985 y 1995 se lesionaron 12 428 personas de las 23 572 que se accidentaron. En total estuvieron implicados 16 141 vehículos (10 768 automóviles, 1 178 utilitarios, 1 157 vehículos motorizados de dos ruedas, 2 667 bicicletas y 371 de otros tipos). El promedio de ocupantes por automóvil fue igual a 1.49. El 83% de esas personas tenían puesto el cinturón de seguridad. Se comprobó que del total de ocupantes de los automóviles (n = 16 013) resultaron lesionados 6 689 (42%) individuos. Cabe aclarar que el 78% de las personas que sufrieron lesiones llevaba puesto el cinturón de seguridad.

De los heridos que usaban el cinturón de seguridad, el 86% (4 488) era ocupante del asiento delantero (OAD). Estas 4 488 personas se distribuyeron como se explica a continuación. El 62.4% (3 260) eran conductores (CO) y el 23.5% (1 228) acompañantes (AC). Setecientos once (21.8%) de los 3 260 CO presentaron fracturas y en 179 (5.5%) de ellos tales lesiones se localizaron en el miembro superior. Doscientos cuarenta y seis (20%) de los 1 228 AC presentaron fracturas y 53 (4.3%) fueron del miembro superior. Solamente las fracturas de cráneo, tórax o de los miembros inferiores aparecieron con frecuencias similares.

A través de los años, el porcentaje de OAD con fracturas de miembro superior permaneció prácticamente igual. Entre 1985 y 1990 aumentó el número total de personas lesionadas y también se incrementó el número de fracturas de miembro superior (CO, n = 69; AC, n = 20). Entre 1990 y 1995 el 59% se registró en los CO y el 5% en los AC (CO, n = 110; AC, n = 33). Durante el mismo período el número total de accidentes automovilísticos evaluados cuyas víctimas fueron CO ascendió al 82% y al 85% para los AC (figura 1). Solamente 10 CO y 2 AC (5.6% y 3.8% respectivamente) estaban protegidos por bolsas neumáticas autoinflables, que se activaron en 5 casos (2.2%).

En el momento del accidente, el 65% de los 232 OAD con fracturas del miembro superior eran menores de 35 años. Los varones sufrieron con igual frecuencia que las mujeres las fracturas del miembro superior (v = 155, 67%; m = 77, 33%) a pesar de que el 41% de los CO y el 56% de los AC eran mujeres. Diez pacientes (4.3%) evidenciaron fracturas bilaterales (CO, n = 8, 4.5%; AC, n = 2, 3.1%). En total la extremidad superior izquierda presentó lesiones en el 57% de los casos (n = 138) y la derecha en el 43% (n = 104) (CO izquierda/derecha, n = 116/71, 62%/38%; AC izquierda/derecha, n = 22/33, 40%/60%). En los OAD se verificaron 384 fracturas del miembro superior (CO/AC, n = 296/88). En el 75% de los lesionados las fracturas fueron distales al codo. La mano (26%), la muñeca (22%) y el antebrazo (23%) se vieron afectados con frecuencia similar (figura 5). El resto de las fracturas se distribuyó de manera simétrica entre el codo (9%), diáfisis del húmero (10%) y el hombro (10%). No se encontraron diferencias relevantes en cuanto a la distribución de estas fracturas entre los CO y los AC (prueba de chi cuadrado, p = 0.62). La gravedad moderada de las lesiones (AIS 2) se presentó en el 65% de los casos, la gravedad leve (AIS 1) en el 19% y la severa (AIS 3) en el 16%. Tampoco se registraron diferencias en la distribución de este parámetro entre los CO y los AC (prueba de tendencia lineal, p = 0.32). Se analizaron con mayor profundidad 95 lesiones de CO de quienes se disponían las historias clínicas y las radiografías. Se las clasificó de acuerdo con la clasificación AO y la TSCHERNE (tablas 2 y 3).<sup>5,6</sup> El tipo de fractura A se verificó en el 47% de los casos, el B en el 27% y el C en el 26% (figura 2). El 16% del total de casos fueron fracturas expuestas.

En casi la mitad de los casos la clasificación TSCHERNE demostró daño leve en los tejidos blandos en las fracturas cerradas de tipo Fr. C I (figura 3).

Durante la evaluación de las causas de las lesiones se analizó el ángulo del impulso, la magnitud de la deformación del habitáculo, la dirección de la deformación y el efecto del choque en los ocupantes. El impacto (en

las colisiones múltiples, primer impacto) del vehículo se relaciona con el ángulo del impulso (es decir, con este ángulo las fuerzas afectan al vehículo y sus ocupantes). Es preciso mencionar que el ángulo del impulso o dirección de la fuerza no se corresponden con el tipo de choque a pesar de que existe una importante correlación en la mayoría de los casos. Los ángulos del impulso se clasificaron en 12 grupos diferentes. El grupo «0° o 360°» corresponde a un impacto con dirección de adelante hacia atrás. Los ángulos del impulso pudieron determinarse en el 88% (n = 204) de los choques de OAD con fracturas del miembro superior (CO, n = 159, 89%; AC, n = 45, 85%) (figura 4). La distribución de la localización de las fracturas en este grupo no fue diferente al compararla con el grupo en general. Para el 69% de los CO y el 64% de los AC (n = 111/29) los ángulos del impulso correspondieron a los grupos 30°, 0° o 330°. Estos valores representan un vector de impacto que afectó el vehículo desde el frente hacia atrás. En el 15% (n = 24) de los choques en los que se lesionaron CO y en el 22% de los correspondientes a AC (n = 10) el impacto provino del mismo lugar en que viajaban las personas. (CO, grupos 60°, 90° o 120°; AC, grupos 240°, 270° o 300°). Las fracturas de mano y de muñeca se verificaron en las tres cuartas partes de los accidentes causadas por ángulos de 30°, 0° o 330° (CO/AC; mano, 75%/76%; muñeca, 74%/77%). La mitad de las fracturas de húmero, codo y antebrazo así como la cuarta parte de las localizadas en la región del hombro exhibieron como causa choques que tuvieron ángulos del impulso de 30°, 0° o 330° (CO/AC: húmero, 50%/50%; codo, 50%/40%; antebrazo, 52%/53%; hombro, 25%/25%).

Los choques con ángulos de impulso iguales a 0° (la dirección del impacto va exactamente de adelante hacia atrás; CO/AC, n = 63/17) presentaron mayor riesgo para las fracturas de mano (n = 19/6), muñeca (n = 17/6) y antebrazo (n = 15/4). Luego siguieron las fracturas de hombro (n = 4/1) y de húmero (n = 6/2). En dos situaciones (impacto a 90° -sobre el CO- o a 270° -sobre el AC-; n = 13/5) se verificó que el hombro (n = 6/2) y el húmero (n = 5/2) resultaron afectados con mayor frecuencia que la mano (n = 1/1) y la muñeca (n = 1/0).

Las fracturas del miembro superior reconocieron como causa principal las colisiones frontales (CO: n = 92, 52%; AC: n = 27, 51%) y los choques múltiples (CO: n = 60, 34%; AC: n = 18, 34%).

En más de la mitad de los casos, tanto en los CO como en los AC, las fracturas de hombro (n = 19/4) fueron el resultado de colisiones múltiples (CO: n = 11, 58%; AC: 2, 50%). Algo más del 75% de las fracturas de muñeca y más del 65% de las de mano fueron causadas por colisiones frontales (fracturas de muñeca en CO: n = 38, por colisión frontal: n = 29, 76%, fracturas de muñeca en AC: n = 13, por colisión frontal: n = 10, 77%, fracturas de mano en CO: 44, por colisión frontal: n = 30, 68%, fracturas de mano en AC: 15, por colisión frontal 10, 67%). Los choques desde atrás y los vuelcos no fueron causa de fracturas del miembro superior. Los impactos desde el lado opuesto (CO: derecho, AC: izquierdo) provocaron solamente una fractura del miembro superior (muñeca en un AC). Las colisiones frontales (n = 92/27) se asociaron con alto riesgo de fracturas de la muñeca (n = 29/10, 32%/37%) y de la mano (n = 30/10, 33%/37%). Las colisiones múltiples (n = 60/18) se asociaron en gran medida con fracturas de antebrazo (n = 17/5, 28%/26%) y de mano (n = 13/4, 22%/22%). Los impactos desde el mismo lado en que se ubicaba la víctima (CO, izquierdo; AC, derecho) predominantemente produjeron fracturas en diferentes puntos del miembro superior (figura 5). A lo largo del período de evaluación no se registraron cambios en la distribución de los diferentes tipos de colisiones.

Uno de los parámetros para conocer la gravedad del choque automovilístico es la desaceleración (variación de la velocidad, delta v) como consecuencia del choque. Esta variable puede determinarse retrospectivamente a partir de la magnitud de la deformación, la rotura y las distancias del deslizamiento lateral medidas en la escena del hecho, y la localización de la colisión y las posiciones finales de los vehículos. Las fracturas de la diáfisis del húmero tuvieron lugar en el 72% (n = 166) de los OAD con un delta v superior a 30 km/h, que corresponde a un accidente grave. En las fracturas de hombro y de muñeca se verificaron menores valores delta v (figura 6). Como era esperable, a mayor delta v correspondió un daño mayor de los tejidos blandos. En el caso de las fracturas cerradas, la mediana de delta v para los diferentes niveles de gravedad osciló entre 40 y 59 km/h (la mediana de C 0 fue 39; C I, 47; C II, 56; y C III, 59) y para las lesiones abiertas los valores de la mediana estuvieron entre 55 y 84 km/h (O I, 56; O II, 58; O III, 67; y O IV, 83). Durante el período de evaluación no se evidenciaron variaciones del parámetro delta v. El valor delta v no presentó diferencias para los CO y los AC (prueba t: p = 0.36).

Los mecanismos de lesión se evaluaron de acuerdo con el tipo de fractura y a través del daño de los tejidos blandos. También se tomaron en cuenta los movimientos del cuerpo del CO. Tales mecanismos se clasificaron como impacto directo, flexión, torsión, carga axial y lesiones por aplastamiento. La carga axial se definió como la fuerza que actúa en la dirección del eje del brazo para las fracturas de la articulación del hombro. Se verificó que el 32.6% (n = 30) de las lesiones ubicadas en la región del miembro superior fueron provocadas por fuerzas de flexión o por un impacto directo, y que el 20.1% (n = 17) reconoció a la carga axial como su origen. Los mecanismos restantes se comprobaron en muy escasas oportunidades, ya que en el 7.6% de los casos fueron lesiones por aplastamiento (n = 7) y en el 2.2% de ellos (n = 2) se trató de fracturas provocadas por fuerzas de torsión. Varias de las fracturas del miembro superior demostraron más de un mecanismo de producción. De esta manera, las fracturas de codo fueron consecuencia de fuerzas de flexión en las dos terceras partes de los casos y las de hombro por carga axial en el 80%. Las fracturas de la diáfisis del húmero se produjeron principalmente a causa de una fuerza indirecta como flexión, torsión o carga axial. Por el contrario, las fracturas del antebrazo exhibieron como causa un impacto directo en el 60% de los casos. Dos tercios de las fracturas de mano se originaron en un impacto directo y solamente en algunos casos el origen fue el aplastamiento (figura 7).

## **Discusión**

A pesar del considerable aumento de los accidentes de vehículos terrestres en los años 50, 60 y 70, en las últimas

décadas se ha verificado que las lesiones han disminuido. Esto puede deberse a los efectos de la legislación sobre cinturones de seguridad, que ha dado beneficios a pesar de que la tasa de accidentes aumenta de manera constante.<sup>7</sup> En los últimos años, a raíz de las estrictas normas, en Alemania se ha registrado que más del 90% de los pasajeros que viajan en los asientos delanteros de los vehículos usa el cinturón de seguridad.<sup>8</sup> La seguridad de los pasajeros ha progresado de manera ostensible gracias al aumento de la resistencia de la estructura de los vehículos y por el agregado de la bolsa neumática autoinflable.<sup>2,9,10</sup> Tales progresos principalmente redujeron las lesiones de cabeza, cuello y torso.<sup>11</sup> La cantidad total de lesiones de las extremidades superiores disminuyó levemente pero permaneció en la misma proporción, mientras que la gravedad ha ido en aumento. En un choque automovilístico, las fracturas de la extremidad superior se producen por diferentes mecanismos.<sup>12,13</sup> La combinación de las posiciones de los asientos delanteros y de las colisiones frontales han sido descritas como factores adyuvantes.<sup>14,15</sup> Sin embargo, en Alemania en los últimos años el promedio de personas que viajaban en cada automóvil fue igual a 1.3. Esto significa que la mayoría de los automóviles solamente están ocupados por el conductor y por pasajeros que viajan en el asiento del acompañante.<sup>3</sup> En consecuencia, sería apropiado limitar un estudio a los ocupantes de los asientos delanteros (OAD) ya que constituyen una muestra representativa. La ubicación unilateral del volante y los pedales son las diferencias esenciales entre el chofer (CO) y el acompañante (AC). Sin embargo, aún no se ha determinado si los ítems mencionados o si el diseño asimétrico del tablero ejercen algún efecto sobre las lesiones. Por lo tanto, debería realizarse una comparación entre el CO y el AC que tome en consideración los factores expuestos. Más aún, solamente resulta de utilidad la evaluación de las personas que viajan en los asientos delanteros y usan el cinturón de seguridad, debido a que el efecto protector del cinturón es evidente y a que en el área de investigación la proporción de personas que lo utilizan es superior al 90%.<sup>7,10,15,16,17</sup> A pesar de que en Alemania la mayoría de los automóviles que se fabrican están equipados con bolsas neumáticas autoinflables,<sup>1</sup> solamente el 5.6% de los CO y el 3.8% de los AC con fracturas de las extremidades superiores estaban protegidos con las bolsas neumáticas autoinflables, que se activaron en sólo el 2.2% de los accidentes. Estos enunciados se basan en el período de evaluación desde 1985 a 1995. Al principio de este período la proporción de automóviles equipados con bolsas de aire autoinflables era menor al 1%, y al final esta cantidad se aproximaba al 4%. Debido a la baja proporción de personas heridas que contaban con la protección de una bolsa neumática no se llevó a cabo ninguna comparación con el grupo en general. Aún con un procedimiento de muestras pareadas no fue posible la comparación, ya que no se registraron suficientes personas lesionadas sin bolsa neumática autoinflable como para realizarla.

En nuestro estudio, la frecuencia de fracturas del miembro superior en los OAD aumentó levemente dentro del período de observación (1985-1995). Tal incremento corresponde a los números totales de personas lesionadas. Los avances en la seguridad pasiva que fueron efectivos en el período de evaluación no condujeron a la disminución en las fracturas de los miembros superiores, a diferencia de lo ocurrido con las lesiones de la cabeza, cuello, tórax y pelvis.<sup>11</sup> Nuestro equipo no ha verificado diferencias en la frecuencia de las fracturas en relación con la masa del vehículo. Se desprende de lo antedicho que la seguridad pasiva no es óptima ni siquiera en los automóviles de clase superior. El 75% de las fracturas se localizaron en el codo o distales a esta articulación. Los factores que contribuyeron en la producción de las fracturas del miembro superior fueron la desaceleración y el impacto directo a nivel local. La acumulación de las fracturas de las porciones distales y más expuestas del miembro superior es expresión de que la lesión producida por el impacto directo predomina sobre el efecto preventivo de la protección pasiva instrumentada para estas regiones corporales tan móviles. La gravedad promedio de los accidentes automovilísticos fue alta; sin embargo, este dato explica sólo parcialmente el perfil general de alta gravedad de las lesiones.

El 72% de los casos presentó delta v de más de 30km/h. Dos tercios de los pacientes sufrieron lesiones de gravedad moderada y EAL 2. Los choques con delta v menores presentan principalmente fracturas de hombro y muñeca hecho que refleja la vulnerabilidad de esas regiones. No se encontraron diferencias en la comparación de los CO con los AC con respecto a edad, sexo, localización y gravedad (EAL) de las lesiones ni en los principales indicadores técnicos del accidente (ángulos del impulso, tipo de choque, delta v). A partir de esos resultados puede descartarse la influencia del volante, del diseño asimétrico del tablero en forma aislada o combinada sobre la etiología de las fracturas del miembro superior. Por lo tanto, el análisis posterior del tipo de lesión y su etiología se redujo solamente a los conductores. Al tomar en cuenta el tipo de fractura, la magnitud y la localización del daño a los tejidos blandos como los indicadores técnicos del accidente, pudo evaluarse el efecto exacto de las fuerzas sobre la extremidad y sobre el hueso (flexión, carga axial, torsión, impacto directo, aplastamiento). En la mitad de los casos las fracturas de los huesos largos revistieron gravedad moderada o grave (tipos B y C de la clasificación AO). El 16% fueron fracturas expuestas. El tipo de choque y el mecanismo de lesión fueron diferentes para las lesiones de cada una de las regiones del miembro superior. Mientras el hombro se lesionó principalmente por choques múltiples, por ejemplo a causa de una carga axial sobre el miembro superior, las fracturas de mano se produjeron por impacto directo en ocasión de choques frontales.

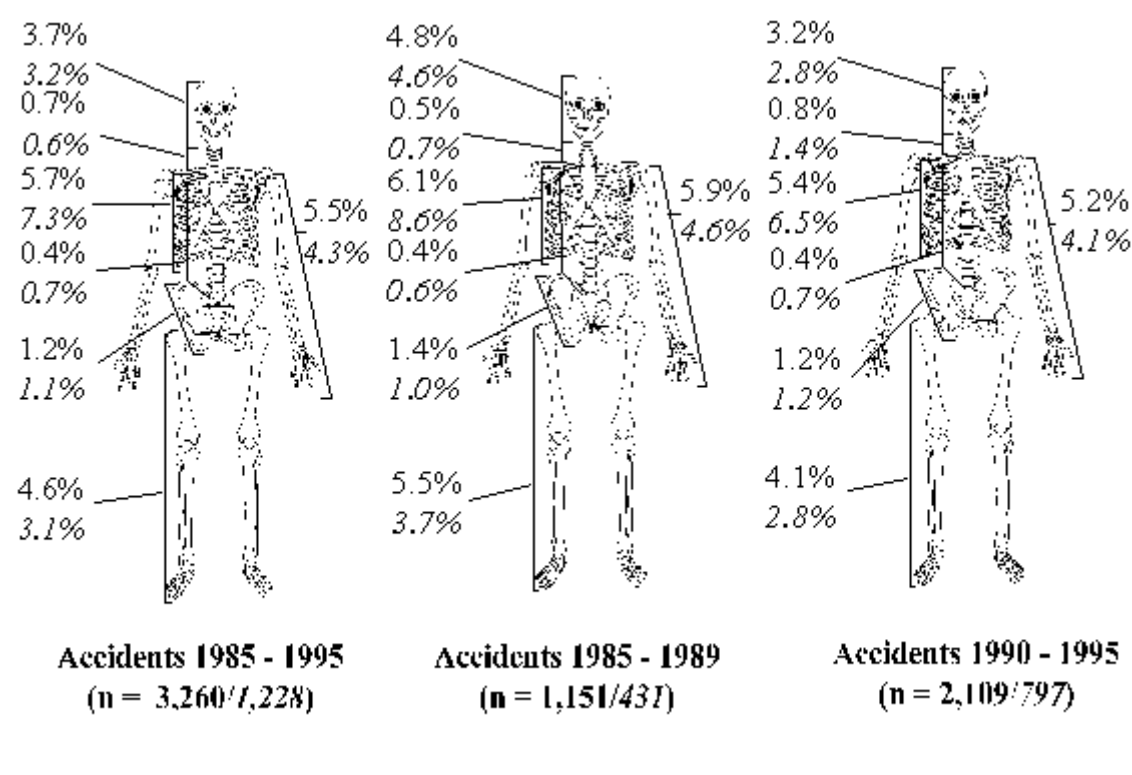
Las bolsas neumáticas autoinflables contribuirían en la reducción del riesgo de las fracturas de los miembros superiores. Las bolsas frontales de uso habitual han provocado lesiones de las extremidades superiores, especialmente en choques automovilísticos de baja energía.<sup>18</sup> Pero el número de los accidentes enunciados es escaso y hasta ahora no se dispone de un estudio comparativo que en circunstancias similares evalúe pasajeros protegidos con bolsas neumáticas autoinflables y viajeros que no cuenten con este recurso. En nuestro estudio, la mayoría de las fracturas fue causada por impacto directo.

Teóricamente tal impacto puede disminuirse con bolsas neumáticas adicionales o modificadas. Por supuesto, las bolsas neumáticas frontales de utilización habitual no pueden evitar ningún impacto en la puerta, por citar un

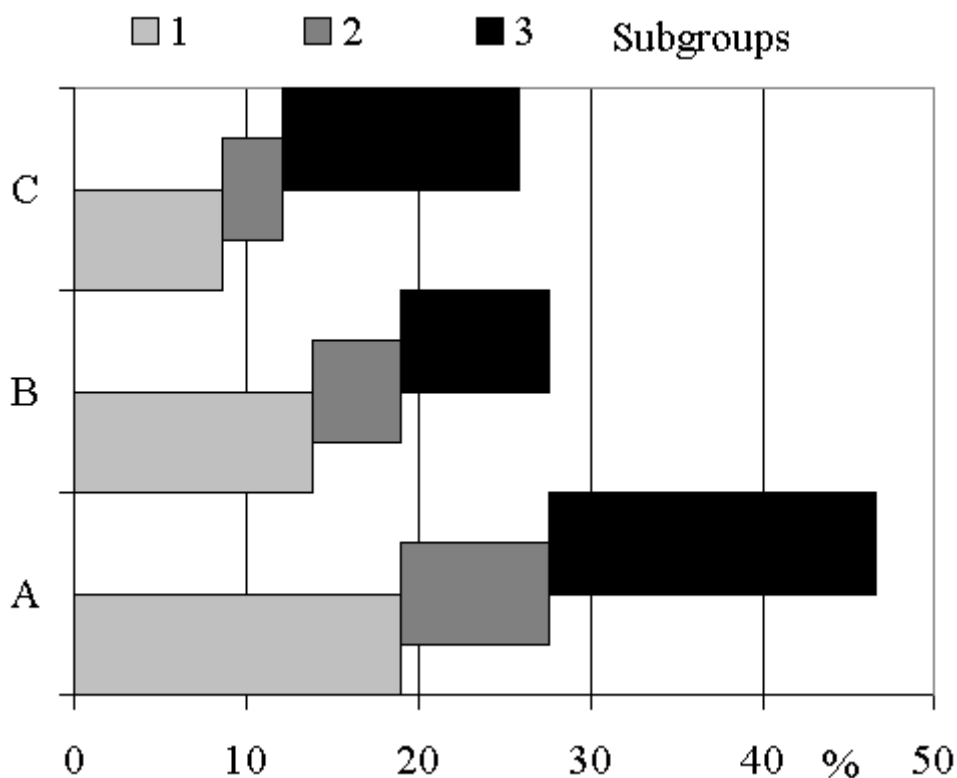
ejemplo. Por lo tanto, nos pronunciamos en favor de nuevos estudios que analicen un número suficiente de accidentes para averiguar cuáles son los beneficios reales aportados por las bolsas neumáticas.

### Conclusión

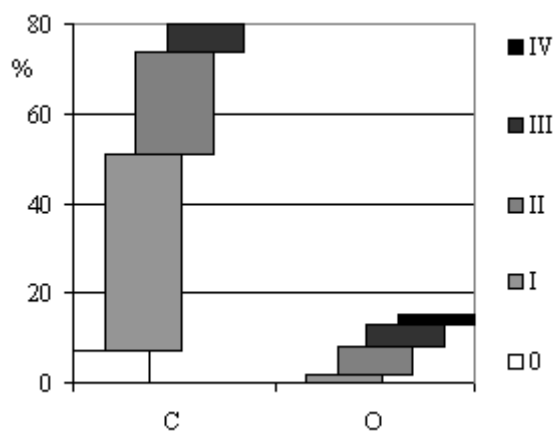
A pesar de los continuos progresos que atañen a la seguridad de los pasajeros de los vehículos, las fracturas de los miembros superiores permanecen. En consecuencia resulta importante la prevención de futuras de las extremidades superiores. Se ha comprobado que ni el volante ni el diseño asimétrico de los tableros ejercen influencias sobre el mecanismo de lesión al comparar a los conductores con los acompañantes. Como más de la mitad de las fracturas fueron consecuencia del impacto directo sobre la mano, la extremidad superior o ambos, se necesitan algunos cambios para mejorar la absorción de la energía del tablero y el interior de la puerta. La fuerza de deformación lateral sobre la puerta constituye uno de los factores principales de lesión. Las bolsas neumáticas laterales y las bolsas frontales modificadas podrían contribuir a la reducción del riesgo de las fracturas que comprometen a los miembros superiores. Debido a que se ha contado con un número reducido de casos que sufrieron lesiones a pesar de las bolsas neumáticas, no se ha podido averiguar aún el valor de éstas en la prevención de lesiones. Las investigaciones venideras revelarían el estrés adicional inducido por el despliegue de las bolsas neumáticas.



**Figura 1.** Proporción de fracturas en distintas regiones corporales de conductores de vehículos y acompañantes con cinturón de seguridad (el número de acompañantes aparece en bastardilla).



**Figura 2.** Distribución de los tipos de fracturas de los huesos largos del miembro superior presentadas por 95 de 179 conductores con cinturón de seguridad. Se empleó la clasificación AO.<sup>5</sup> Los subgrupos corresponden al cuarto número de la mencionada clasificación (Tabla 2).



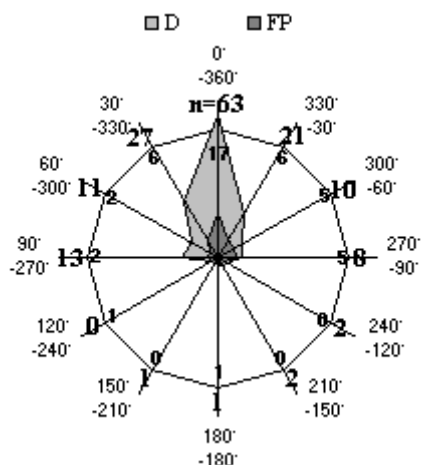
**Figura 3.** Clasificación de las lesiones de los tejidos blandos de 95 conductores de automóviles con fracturas del miembro superior que usaban el cinturón de seguridad

(Tabla 3).<sup>6</sup>

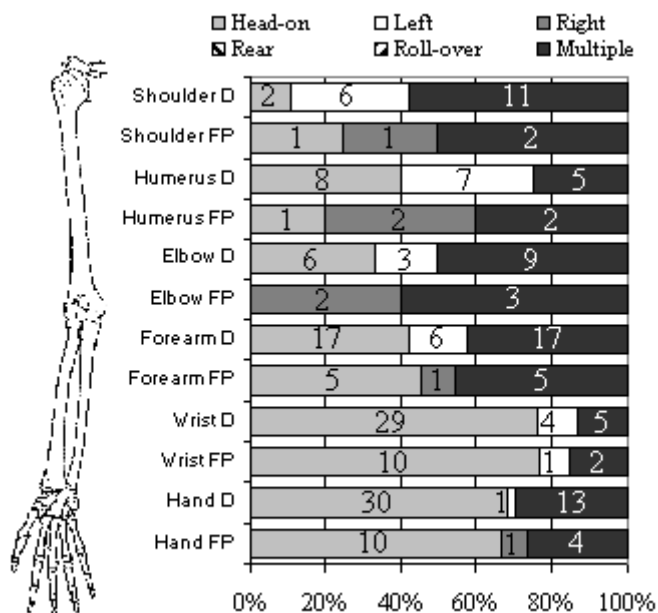
C 0 – C III: fracturas cerradas

O I – O IV: fracturas expuestas





**Figura 4.** Distribución del ángulo del impulso en 159 conductores de automóviles (CO) de un 111 total de 179 y en 45 de 53 acompañantes que viajaban en el asiento delantero (AC) con cinturón de seguridad y que sufrieron fracturas de miembro superior. Los ángulos del impulso se clasificaron en 12 grupos diferentes. El grupo «0° o 360°» ( $\pm 15^\circ$ ) corresponde a un impacto con dirección desde adelante hacia atrás. La figura muestra la cantidad de choques que incluyó cada grupo (CO, números grandes; AC, números pequeños).



**Figura 5.** Frecuencia de los diferentes tipos de choques en el grupo de los 179 conductores (CO) de automóviles con cinturón de seguridad y 53 acompañantes que viajaban en el asiento delantero (AC) que sufrieron fracturas del miembro superior (los números absolutos aparecen dentro de la figura).

HEAD-ON: frontal

REAR: posterior

LEFT: izquierdo

ROLL-OVER: vuelco

RIGHT: derecho

MULTIPLE: múltiple

SHOULDER D: hombro (CO)

SHOULDER FP: hombro (AC)

HUMERUS D: húmero (CO)

HUMERUS FP: húmero (AC)

ELBOW D: codo (CO)

ELBOW FP: codo (AC)

FOREARM D: antebrazo (CO)

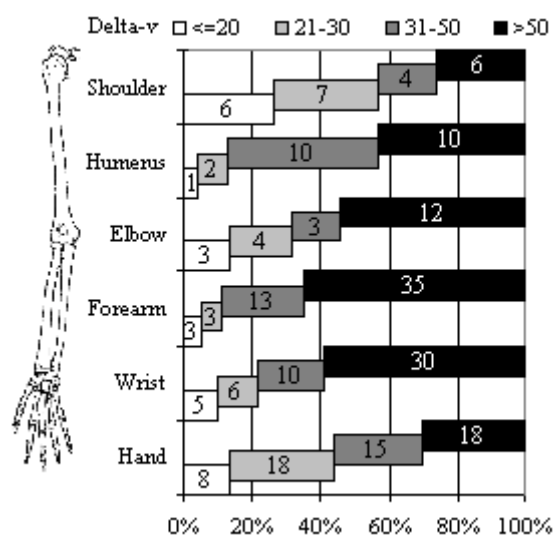
FOREARM FP: antebrazo (AC)

WRIST D: muñeca (CO)

WRIST FP: muñeca (AC)

HAND D: mano (CO)

HAND FP: mano (AC)



**Figura 6.** Distribución de las fracturas del miembro superior de acuerdo con diferentes valores de delta v en los 232 ocupantes de los asientos delanteros de los automóviles (los números absolutos aparecen dentro de la figura).

Delta-v: delta v

SHOULDER: hombro

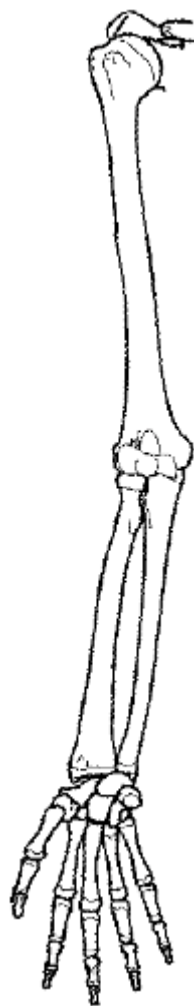
HUMERUS: húmero

ELBOW : codo

FOREARM : antebrazo

WRIST: muñeca

HAND:mano



**Figura 7.** Mecanismos de lesión de las diferentes regiones del miembro superior en 95 de los 179 choferes de automóviles con cinturón de seguridad (los número absolutos aparecen dentro de la figura).

BENDING: flexión

AXIAL LOAD: carga axial

TORSION: torsión

DIRECT IMPACT: impacto directo

CRUSH INJURY: lesión por aplastamiento

SHOULDER: hombro

HUMERUS: húmero

ELBOW : codo

FOREARM : antebrazo

WRIST: muñeca

HAND:mano

Tabla 1. Escala Abreviada de Lesiones (EAL) para el miembro superior.<sup>4</sup>

---

EAL 1	fracturas de los dedos, lesiones de tejidos blandos leves a moderadas
EAL 2	todas las fracturas del miembro superior excepto las fracturas de los dedos, las dislocaciones graves, las fracturas conminutas (comparar con AIS 3) y las lesiones graves de los tejidos blandos
EAL 3	fracturas luxaciones graves, fracturas conminutas de los huesos largos, lesiones muy graves de los tejidos blandos y amputación traumática

**Tabla 2.** Principios de la clasificación AO (Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese) de las fracturas.<sup>5</sup>

1<sup>er</sup> nivel: Codificación del hueso y segmento:

1<sup>er</sup> número/letra: 1 = húmero, 2 = antebrazo, 3 = fémur, 4 = pierna

2<sup>do</sup> número/letra: 1 = proximal, 2 = diáfisis, 3 = distal

2<sup>do</sup> nivel: Clasificación del tipo de fracturas

3<sup>er</sup> número/letra: diáfisis: A = simple, B = en cuña, C = compleja

articulación: A = extraarticular, B = parcial, C = intraarticular

4<sup>th</sup> número/letra: subgrupo del tipo de fractura: 1, 2 o 3

3<sup>er</sup> nivel: Categorías para la complejidad y pronóstico

5<sup>to</sup> número/letra: 1 = fractura simple/buen pronóstico,

2 = mayor complejidad/buen pronóstico

3 = mayor complejidad/pronóstico reservado

*Ejemplo. Fractura en cuña del tercio medio de la diáfisis del húmero (cuña formada por un solo fragmento): Húmero = 1, diáfisis = 2, en cuña = B, un solo fragmento que forma la cuña = 2, tercio medio = 2 → AO 12-B2.2*

**Tabla 3.** Clasificación de las lesiones de los tejidos blandos en las fracturas cerradas y expuestas de acuerdo con el daño en los tejidos blandos, la gravedad y contaminación de la fractura.<sup>6</sup>

Clasificación	Piel		Daño en los tejidos blandos	Gravedad de la fractura			Contaminación
	Abierta +	Cerrada -		Leve +	Moderada ++	Severa +++	
Fr. C 0	-	-	-	+	-	-	-
Fr. C I	-	+	+	+ a ++	-	-	-
	-	++	++	+ a +++	-	-	-
	-	+++	+++	+ a +++	-	-	-

Fr. C II				
Fr. C III				
Fr. O I	+	+	+ a ++	+
Fr. O II	+	++	+ a +++	++
Fr. O III	+	+++	+ a +++	+++
Fr. O IV	+	+++	+ a +++	+ a +++

Significado de los signos empleados:

Daño en los tejidos blandos: - ausente o despreciable

+ erosión superficial o contusión

++ erosión profunda, contusión cutánea o muscular localizada

+++ gran contusión

Gravedad de la fractura: + similar a la Tipo A de la clasificación AO (Tabla 2) <sup>5</sup>

++ similar a la Tipo B de la clasificación AO

+++ similar a la Tipo C de la clasificación AO

Contaminación: + contaminación menor

++ contaminación moderada

+++ contaminación severa

### Bibliografía

1. Kuner EH, Schlickewei W, Oltmanns D. Der Airbagschutz beim Verkehrsunfall. Änderung im Verletzungsmuster und Reduktion der Verletzungsschwere. *Unfallchirurgie* 1995; 21:92-99.
2. Zador PL, Ciccone MA. Automobile driver fatalities in frontal impacts: air bags compared with manual belts. *Am J Public Health* 1993; 83:661-666.
3. Otte D. Report of the airbag effectiveness in real life accidents. *Proc 39th Stapp Car Crash Conf SAE Nr 952701, San Diego, USA.* 1995.
4. American Association for Automotive Medicine. Abbreviated Injury Scale - Revision 90. *Am Ass F Autom Med*, Morton Grove, Illinois, USA. 1995.



5. Müller ME, Nazarin S, Koch P, Siegel JH. The comprehensive classification of fractures of the long bones. Berlin Heidelberg New York, Tokyo, Springer; 1990.
6. Oestern HJ, Tschern H. Pathophysiology and classification of soft tissue injuries associated with fractures. In: Tschern H, Oestern HJ, eds. Fractures with soft tissue injuries. Berlin Heidelberg New York Tokyo: Springer; 1984:1-9.
7. Wild BR, Kenwright J, Rastogi S. Effect of seat belts on injuries to front and rear seat passengers. *Br Med J (Clin Res Ed)* 1985; 290:1621-1623.
8. Otte D, Pohlemann T. Biomechanik der Beckenfrakturen beim PKW-Seitanprall. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik*. 1996; 7/8:182-186.
9. Mackay M. Engineering in accidents: vehicle design and injuries. *Injury* 1994; 25:615-621.
10. Walz E. Biomechanics and injury prevention in road traffic. *Ther Umsch*. 1997; 54:238-241.
11. Loo GT, Siegel JH, Dischinger PC et al. Airbag protection versus compartment intrusion effect determines the pattern of injuries in multiple trauma motor vehicle crashes. *J Trauma* 1996; 41:935-951.
12. Dischinger PC, Cushing BM, Kerns TJ. Injury patterns associated with direction of impact: drivers admitted to trauma centers. *J Trauma* 1993; 35:454-458.
13. Hill JR, Frampton RJ, Mackay M. Appropriate frontal barrier tests for belted occupants. *Accid Anal Prev*. 1995; 27:807-817.
14. Evans L, Frick MC. Seating position in cars and fatality risk. *Am J Public Health* 1988; 78:1456-1458.
15. Mackay GM, Cheng L, Smith M, Parkin S. Restrained front seat car occupant fatalities--the nature and circumstances of their injuries. *Accid Anal Prev*. 1992; 24:307-315.
16. Mackay M. Seat belts and risk compensation [editorial]. *Br Med J (Clin Res Ed)* 1985; 291:757-758.
17. Otte D, Pohlemann T, Blauth M. HWS Distorsionen im geringen Unfallschwerebereich. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik*. 1998; 1:15-21.
18. Lundy DW, Lourie GM. Two open forearm fractures after airbag deployment during low speed accidents. *Clin Orthop* 1998; 351:191-195.

## ● ENTREVISTA: LA FLUORACIÓN DEL AGUA DE CONSUMO REDUCE EL RIESGO DE FRACTURAS EN LAS MUJERES DE EDAD AVANZADA

### Expertos Invitados



**Dra. Kathy Phipps, Profesora Asociada, Oregon Health Sciences University, Portland, EE.UU.**

#### **Portland, EE.UU.** (especial para SIIC)

La **doctora Kathy Phipps**, de la Oregon Health Sciences University, explicó en una entrevista exclusiva con **SIIC - aSNC** que la fluoración del agua, práctica frecuente en algunas comunidades para prevenir las enfermedades dentales, reduce el riesgo de fracturas en las mujeres mayores.

Las sales de flúor han demostrado ser útiles para pacientes con osteoporosis leve a moderada. Su acción es fundamentalmente la de incrementar el contenido mineral óseo, en pacientes sin excesivo deterioro de la microarquitectura esquelética.

La adición de flúor al agua de consumo es una estrategia utilizada para la prevención de la caries y de otras enfermedades dentales. El papel de este mineral en la densidad mineral ósea y en la prevención de fracturas en personas sanas, por otra parte, ha sido eje de controversias.

La **doctora Kathy Phipps**, de la School of Dentistry de la Oregon Health Sciences University, estudia el efecto del consumo de agua con flúor a largo plazo, especialmente entre las mujeres de edad avanzada. Sus trabajos han sido publicados en el *Journal of Dental Research* y en el *British Medical Journal*.

Consultada por **SIIC-aSNC** sobre este tema, la experta señaló los aspectos más importantes de su trabajo.

**SIIC: Doctora Phipps, ¿por qué se adiciona flúor al agua de consumo?** Dra. Kathy Phipps: El objetivo principal de la fluoración del agua es la prevención de las enfermedades dentales, tanto en los niños como en los adultos.

**SIIC: ¿Cómo afecta el flúor a la densidad mineral ósea?** K.P.: En términos simples, el fluoruro aumenta la actividad osteoblástica, y por lo tanto aumenta el depósito óseo por efecto de los osteoblastos.

**SIIC: ¿Cuáles son los factores de riesgo conocidos para la osteoporosis y las fracturas en las mujeres de edad avanzada?** K.P.: Los factores de riesgo primarios para la osteoporosis son los niveles reducidos de estrógenos, la raza o etnia (dado que las mujeres caucásicas y las asiáticas tienen un riesgo mayor), el tabaquismo, la complexión delgada, y los antecedentes familiares de osteoporosis y fracturas.

**SIIC: ¿Cuáles eran las características de las mujeres que ustedes estudiaron?** K.P.: Nuestro grupo de estudio estuvo formado por mujeres mayores de 65 años, de raza blanca, que podían deambular. Ninguna de ellas había sido sometida previamente al reemplazo bilateral de la cadera.

**SIIC: ¿Qué métodos se utilizaron?** K.P.: Las mujeres ingresaron en el estudio entre 1984 y 1986, y recibieron un seguimiento de aproximadamente 7 años. En ese período, evaluamos la densidad mineral ósea y la presencia de fracturas. Solamente las fracturas confirmadas por un radiólogo fueron consideradas.

Además, las mujeres completaron un cuestionario sobre los lugares en los que habían residido, y nosotros determinamos en cada caso si el agua de consumo era fluorada (0.7 ppm de flúor o más) o no (menos de 0.7 ppm).

**SIIC: ¿Cuáles fueron los resultados de la investigación?** K.P.: Hallamos que las mujeres que habían estado expuestas al agua fluorada durante un largo plazo (20 años o más) tenían una densidad mineral ósea mayor en la cadera y en la columna vertebral, y una menor tasa de fracturas en ambas localizaciones.

**SIIC: De acuerdo con estos resultados, ¿cuáles fueron sus conclusiones?** K.P.: En términos de la salud ósea, la fluoración del agua es un método seguro para la prevención de la caries dental, y adicionalmente puede reducir el riesgo de sufrir fracturas.

**SIIC: ¿En qué casos cree que debe recomendarse la fluoración del agua?** K.P.: Yo recomendaría la fluoración en todas las comunidades con un elevado índice de enfermedades dentales y de caries.

Los hallazgos de la doctora Phipps y su grupo de trabajo sugieren que el consumo de flúor puede tener un efecto protector frente a la aparición de osteoporosis y fracturas. Este beneficio, entonces, se sumaría al buscado con su adición en el agua, de prevención de las enfermedades dentales.