

# *Aplicación del Método de los Elementos Finitos en la Simulación del Comportamiento Mecánico de Componentes Quirúrgicos para Restauraciones Máxilo-faciales y Odontológicas*

Ing. Carlos Carlassare (carlassare@ciudad.com.ar)

Ing. Miguel Bavaro (mabavaro@retina.ar)

Universidad Tecnológica Nacional

Facultad Regional Haedo

**Resumen** - Se describen las características más relevantes de los modelos de Elementos Finitos (E. F.) para simular numéricamente el comportamiento mecánico relativamente complejo de componentes de uso quirúrgico.

Estos estudios permiten estimar con buena aproximación las cargas de falla para una sola aplicación y para solicitaciones repetidas, considerando todas las fuentes de no linealidad relevantes: Material o física, Geométrica y Contacto entre superficies múltiples con fricción a coeficiente variable.

Los resultados pueden utilizarse para validar diseños ante la autoridad de aplicación (ANMAT), optimizar o mejorar la confiabilidad de diseños existentes, etc.

**Palabras Clave:** Análisis por E. F. de Prótesis Odontológicas, Implantes dentales

**Summary** - The most relevant features of Finite Element Models aimed at simulating the relatively complex mechanical behavior, of surgical components are described.

These type of analysis lead to close estimates of the static (one application) collapse and cyclic (Fatigue) loads, including all the sources of non-linearity involved: Material or physical, Geometrical and Multi-surface contact with variable coefficient of friction.

Results and conclusions can be used to validate new designs to the regulatory authority (ANMAT), optimizing or improving the reliability of existing products, etc.

## INTRODUCCIÓN

Los elementos de uso quirúrgico maxilo-facial cuyos modelos de simulación se describen en este trabajo, incluyen tornillos, placas de retención de fracturas y conjuntos completos de implantes odontológicos.

Todos esos elementos son particularmente críticos porque afectan el confort y la salud humana, poseen pequeñas dimensiones para acomodarse a las limitaciones estéticas y del espacio disponible y tienen un comportamiento mecánico relativamente complejo.

Ante la imposibilidad de describir estos fenómenos utilizando métodos de análisis convencionales, los ingenieros recurrieron inicialmente a los métodos experimentales fotoelásticos hasta que el desarrollo, popularidad y capacidades crecientes de los métodos numéricos los transformó en una herramienta valiosa y casi exclusiva en este campo.

Las principales dificultades para el estudio del comportamiento de estos elementos están relacionadas con formas geométricas cuya complejidad está gobernada por su funcionalidad, la presencia de materiales diversos (hueso de distintas características, metal, cerámicos, etc.), la no-linealidad intrínseca de las relaciones constitutivas, la no-linealidad geométrica y esencialmente, la interacción por contacto multisuperficie con fricción entre las diferentes partes.

La Fig. 1, que corresponde a uno de los implantes odontológicos analizados, ilustra algunas de las cuestiones mencionadas en el párrafo precedente, con particular énfasis en la interacción a través de múltiples

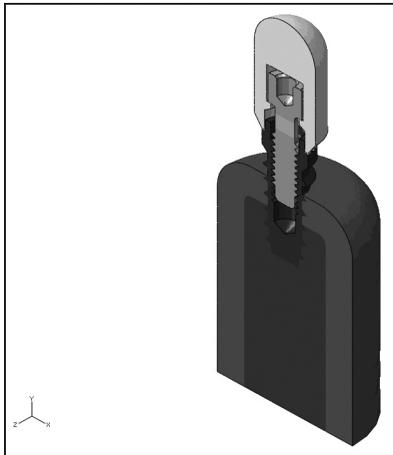
filetes de ambas caras de las roscas y otras superficies de contacto entre las diferentes partes.

## DESCRIPCIÓN

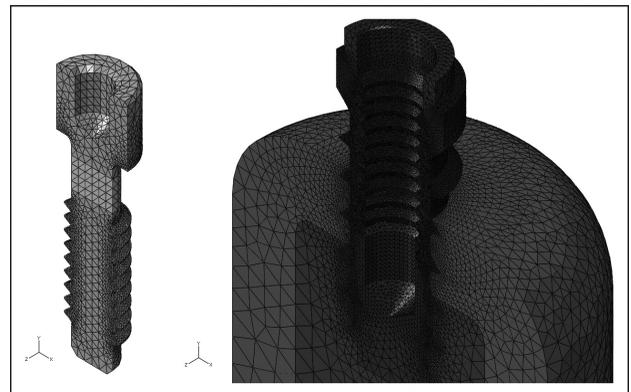
Geometría y modelo discreto. La geometría de las partes se muestra en la Fig. 1 y las características de la malla de E. F. en la Fig. 2. En la última se muestra sólo el tornillo y el cuerpo del implante perfectamente óseo-integrado (adherencia del 100%) a la masa de hueso representada en este caso mediante dos capas.

El utilitario multipropósito de E. F. empleado en estos estudios [Ref. 1] dispone de capacidades específicas para resolver problemas no-lineales con simetría de revolución geométrica y cargas no simétricas, con claras ventajas por la notable reducción en la cantidad de grados de libertad necesarios para un nivel de aproximación dado.

Sin embargo, en este trabajo se adoptó un modelo 3D (reducido a la mitad debido a la simetría existente), ante la necesidad de prever modificaciones a la geometría para incluir detalles que destruirían la simetría axial geométrica.



*Fig. 1 – Vista general de la geometría del modelo de un implante odontológico. Incluye el núcleo de hueso esponjoso, la capa de hueso cortical, el cuerpo del implante con rosca externa e interna, el tornillo y el cuerpo emergente en el que se aplica la carga de oclusión*



*Fig. 2 – Malla de E. F. del tornillo y del conjunto del implante óseo-integrado al hueso, utilizando elementos tetraédricos C3D4 [Ref 1]*

## Materiales.

El hueso es un material poroso de densidad variable de un modo continuo desde la corteza relativamente dura y resistente (hueso cortical) hasta el interior del núcleo menos denso y resistente.

En nuestro modelo se sigue el esquema presentado en la mayor parte de los trabajos [Refs. 2 a 15] en los que se utiliza una aproximación bicapa, ambas homogéneas e indefinidamente elásticas y lineales.

La hipótesis de linealidad física es utilizada en trabajos que, como en éste, se presupone que el diseño del cuerpo del implante induce esfuerzos y deformaciones compatibles con los límites mecánicos del hueso.

De no ser el caso y contar con datos sobre las propiedades que describen el comportamiento mecánico de las distintas especies de hueso, pueden utilizarse otros modelos de material disponibles en el utilitario empleado, como por ejemplo los que describen el comportamiento de materiales porosos.

Las partes metálicas de Titanio Grado 4 y Grado 5 se representan utilizando el modelo de plasticidad asociada de Von Mises con regla de endurecimiento isótropo.

Las curvas tensión-deformación se definen mediante el modelo de Ramberg-Osgood que reproduce adecuadamente curvas de ensayo como las mostradas en la Fig. 3 [Ref. 2].

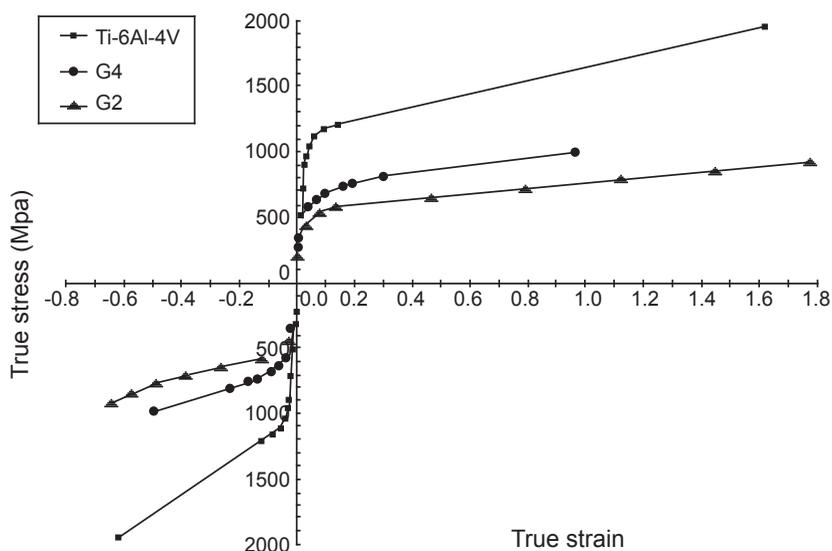


Fig. 3 – Curvas de la Tensión de Cauchy vs. Deformación Logarítmica para diversos tipos de Ti

### **Condiciones de contorno y restricciones cinemáticas.**

Se restringen los desplazamientos en los nodos de las caras de los elementos que pertenecen a la base del modelo (Fig. 1) y el cuerpo del implante se supone perfectamente adherido a la superficie del hueso (óseo-integración perfecta).

Todas las restantes superficies de contacto entre partes pueden despegarse y desplazarse relativamente unas respecto de otras sin interpenetrarse. Las cargas de fricción debidas a los desplazamientos relativos dependen de un coeficiente de fricción que varía según una ley de decaimiento exponencial desde su valor estático hasta el cinemático.

### **Cargas.**

En el primer paso de cargas se aplica una precarga equivalente a la que genera el momento de torsión en instalación del tornillo, mediante un cambio de temperatura que produce efectos equivalentes en el cuerpo del tornillo.

En el paso siguiente de cargas se aplica la fuerza de oclusión, inclinada a 30° respecto de la vertical y de valor suficientemente grande como para superar la carga de colapso del conjunto.

### **Resultados.**

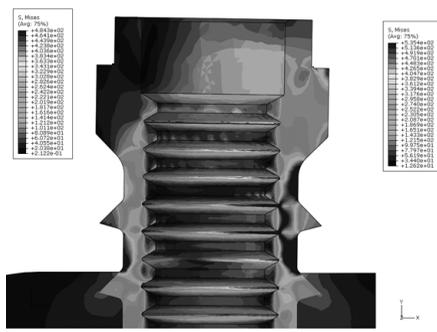
Desde el punto de vista numérico, el colapso se identifica por la no convergencia después de un número suficientemente alto de iteraciones del algoritmo de resolución implícito.

Desde el punto de vista físico el colapso admite una definición matemática más precisa, basada en la intersección de la curva carga-deformación con una recta cuya pendiente esta relacionada con la del tramo lineal de la curva .

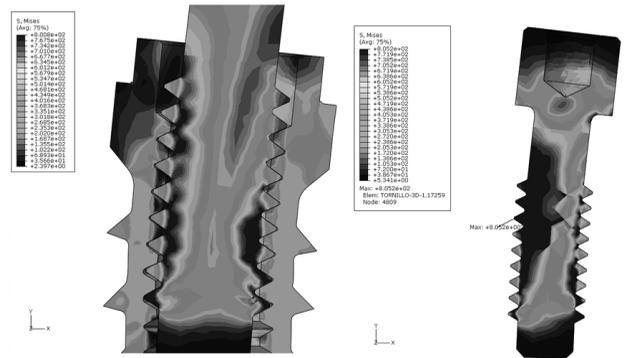
Los resultados para pasos intermedios y para el último paso en que se logra convergencia de los resultados para uno de los implantes analizados se muestran en la Fig. 4.

En la Fig. 5 se muestra una vista parcial del conjunto (izquierda) y del tornillo en el último paso de cargas (derecha).

La vista de la posición deformada con una escala convenientemente ampliada permite apreciar claramente el despegue de algunas superficies de los flancos de las roscas, el contacto entre otras y las amplias zonas del cuerpo del tornillo que están en régimen plástico.



**Fig. 4** – Distribución de la tensión de Von Mises [MPa] para un valor intermedio de la carga (izquierda) y en el momento del colapso del cuerpo principal del implante (derecha). Las zonas oscuras indican que le material se encuentra en régimen plástico



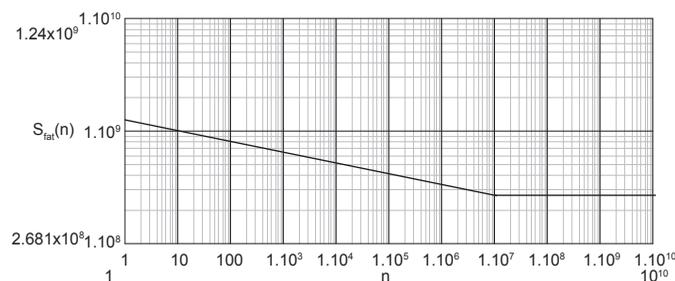
**Fig. 5** – Vista parcial del conjunto en un paso intermedio de cargas (izquierda) y del tornillo en el nivel de carga de su colapso (derecha)

**Comportamiento a fatiga.**

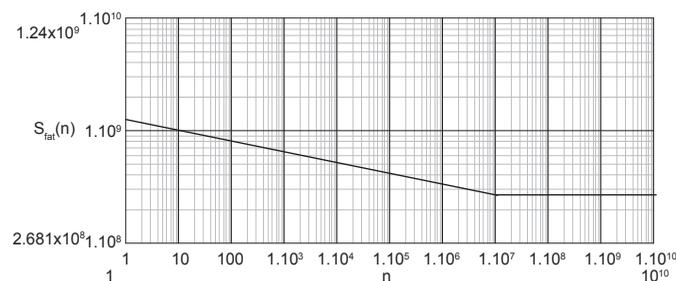
El comportamiento a fatiga puede describirse mediante el modelo de Manson-Coffin, con corrección por las tensiones medias [Ref. 16], eventualmente y por tratarse de un estado multi-axial, pueden utilizarse las deformaciones normales y tangenciales que actúan en el plano asociado a la iniciación y propagación de la falla [Refs. 4, 5 y 16].

El empleo de una aproximación elastoplástica permite utilizar cualquiera de los criterios y métodos basados en las deformaciones plásticas, mucho más apropiados para la descripción del fenómeno para fatiga de bajos ciclos.

En este caso y teniendo en cuenta que sólo se pretendía estimar la máxima carga para duración indefinida, se recurrió a los criterios clásicos basados en la curva S-N para probetas pulidas (Fig. 6) y el criterio de Goodman (Fig. 7) para tener en cuenta la influencia de las tensiones medias.



**Fig. 6 a** – Curva carga – deformación (sólido) calculada, aproximación lineal con la pendiente en el origen (azul) y recta que permite definir la carga y el desplazamiento de colapso físico (punto y guión)



**Fig. 6 b** – Curva de la expectativa de vida típica para el Titanio Grado 5

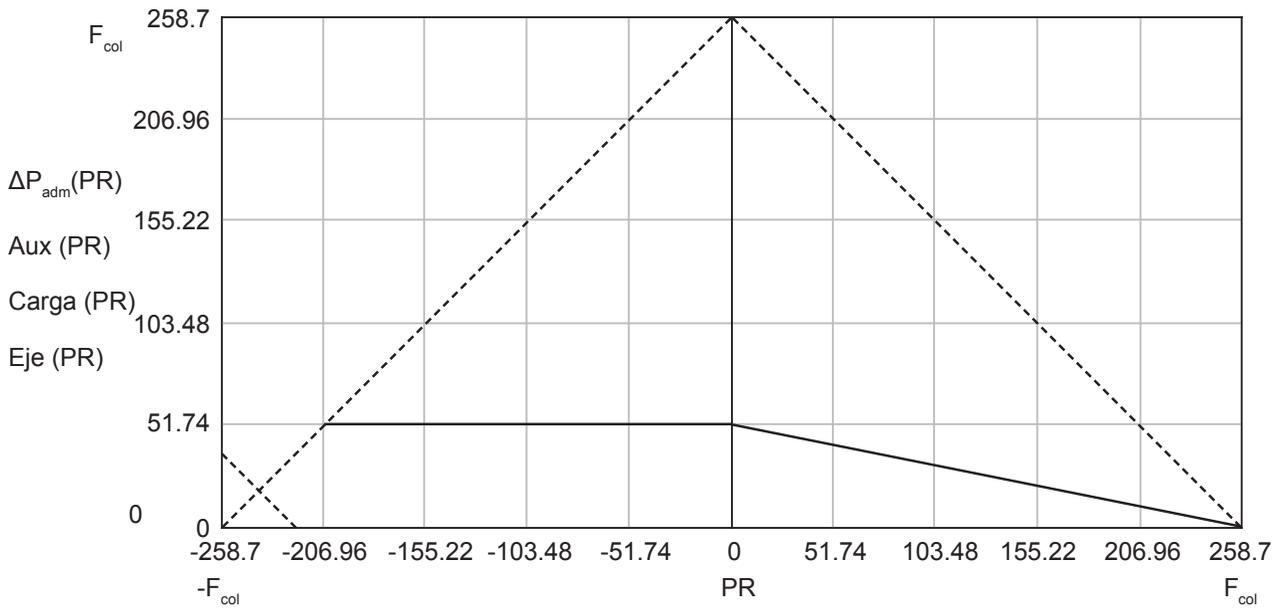


Fig. 7 – Diagrama de Goodman y línea de carga

**Otros casos analizados.**

Utilizando el mismo enfoque y criterios, se analizaron otros componentes como los que se muestran en las Figs. 8 y 9.

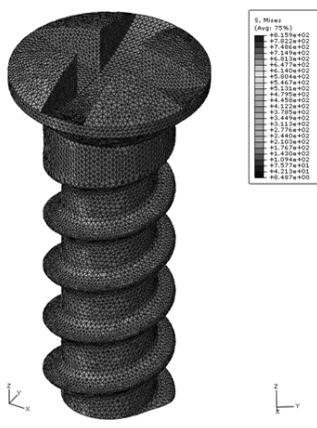


Fig. 8 – Modelo de E. F. del tornillo (izquierda) y gráfico de la Tensión de Von Mises en el momento del colapso (izquierda)

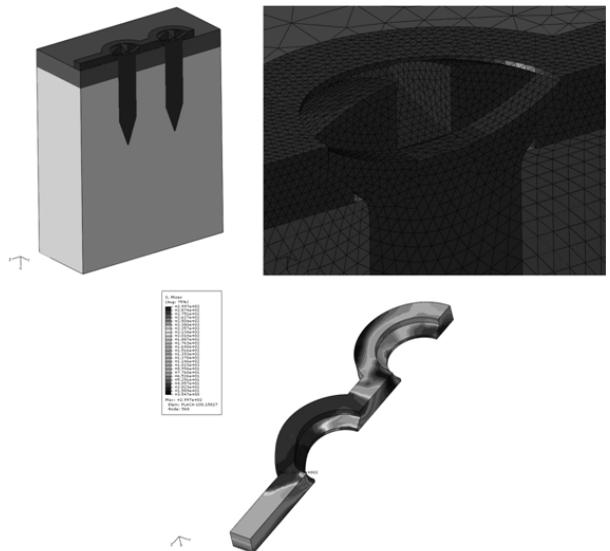


Fig. 9 – Vista general de un cuarto (por simetría) del conjunto óseo de dos capas, tornillos y placa (arriba, izquierda), detalles del modelo de E. F. en la zona de contacto de la cabeza de los tornillos y la placa (arriba, derecha) y distribución de la tensión de Von Mises en el momento del colapso (Abajo, centro)

Los estudios de las placas de retención para fracturas maxilofaciales incluyen las capas del hueso, los tornillos de fijación (simplificando la geometría mediante la exclusión de los filetes de la rosca) y las placas.

Todos los modelos se basan en la hipótesis de óseo-integración perfecta de los tornillos, incluyen la no-linealidad de los materiales metálicos mediante el modelo de plasticidad asociada con regla de endurecimiento isótropo de Von Mises y los fenómenos de contacto con fricción entre la cabeza de los tornillos y sus alojamientos en las placas.

El propósito de esos estudios es determinar la carga y el desplazamiento de colapso para establecer su compatibilidad con los requerimientos que impone su empleo.

### CONCLUSIONES

La disponibilidad de herramientas robustas y confiables permite simular el comportamiento de sistemas críticos por su función y extremadamente complejos por su comportamiento mecánico, con un mínimo de hipótesis para que los resultados sean representativos del comportamiento real y compatibles con los propósitos de cada estudio.

Los diseños pueden optimizarse antes de construir cualquier prototipo, flexibilizando el proceso de análisis de las alternativas y prediciendo con un elevado grado de exactitud el comportamiento esperable durante la vida útil.

Puede estudiarse la influencia de parámetros tales como el grado de retracción ósea, la falta de óseo-integración, las propiedades de los materiales, las tolerancias constructivas y muchos otros factores cuya ponderación experimental requeriría de largas y costosas series de ensayos.

### REFERENCIAS

MANUALES DEL USUARIO DE ABAQUS/CAE Y ABAQUS / STANDARD. VERSIÓN 6.9.1. Dassault Systèmes.

NONLINEAR STRESS ANALYSIS OF TITANIUM IMPLANTS BY FINITE ELEMENT METHOD. Sakae Nagasawa, Keigo Hayano, Tooru Niino, Kazunori Yamakura, Takamitsu Yoshida, Toshihide Mizoguchi, Nobuyosi Terashima, Kaoru Tamura, Michio Ito, Hiroshi Yagasaki, Osamu Kubota and Masayuki Yoshimura. Dental Materials Journal 2008; 27(4): 633-639.

EFFECTS OF DENTAL IMPLANT LENGTH AND BONE QUALITY ON BIOMECHANICAL RESPONSES IN BONE AROUND IMPLANTS: A 3-D NON-LINEAR FINITE ELEMENT ANALYSIS. Chun-Li Lin, Yu-Chan Kuo, Ting-Sheng Lin. Biomedical Engineering – Applications, Basis & Communications. Vol. 17 N° 1 February 2005.

THE SCREW LOOSENING AND FATIGUE ANALYSES OF THREE DIMENSIONAL DENTAL IMPLANT MODEL. Wierszycki, W. Kąkol, T. Łodygowski. 2006 Abaqus User's Conference.

FATIGUE ALGORITHM FOR DENTAL IMPLANT. Marcin WIERSZYCKI, Witold KĄKOL, Tomasz ŁODYGOWSKI. Foundations of Civil and Environmental Engineering. N° 7. 2006.

EFFICIENT AND RELIABLE FINITE ELEMENT METHODS FOR SIMULATION OF THE HUMAN MANDIBLE. Erdmann, Kober, Lang, Deuffhard, Zeilhofer, Sader. ZIB-Report 01-14 (July 2001).

FEM ANALYSIS OF DEFORMATION AND STRESS DISTRIBUTION IN FIXED METAL REINFORCED PROVISIONAL RESTORATIONS OF IMMEDIATELY LOADED XIVE IMPLANTS IN THE EDETULOUS MANDIBLE. Peter Gehrke, Andre Spanel, Marco Degidi, Adriano Piatelli, Gunter Dohm.

FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS ACCORDING TO APICAL CORONAL IMPLANT POSITION. Tae-Ho Kang, Su-Gwan Kim. Kor. Oral Maxillofac. Surg. Vol. 32 No. 1, 2006.

HYBRID DUAL THREAD SCREW IMPLANT - ANALYTICAL AND EXPERIMENTAL RESEARCH. Dr. Uri Arni, Ilan Weissberg & Oved Gihon 4 Hashikma st. Rishon Le-Zion Israel 75201.

STRESS DISTRIBUTION ON EXTERNAL HEXAGON IMPLANT SYSTEM USING 3D FINITE ELEMENT ANALYSIS. Regênio Segundo, Hugo Oshima, Isaac Silva, Luis Júnior, Eduardo Mota, Luiz Coelho. Vol. 20 N° 2 / 2007 / 79-81 ISSN 0326-4815 Acta Odontol. Latinoam. 2007.

A THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE EFFECT OF CORTICAL BONE THICKNESS ON THE STRESS DISTRIBUTION AROUND SINGLE UNIT, OSSEO-INTEGRATED IMPLANTS. Hasanen Al-

Khafagy. International Dentistry Vol. 8, Nº 5.

AUTOMATED FINITE ELEMENT MODELING OF A HUMAN MANDIBLE WITH DENTAL IMPLANTS. Stefan Fütterling, Reinhard Klein, Wolfgang Straßer, Heiner Weber.

EVALUATION OF BONE STRESS DISTRIBUTION AROUND THINLY HYDROXAPATITE COATED DENTAL IMPLANT USING FINITE ELEMENT ANALYSIS. Ozeki, Fukunaga, Yaguchi, Funakabo, Asaoka, Fukui, Aoki. Biocybernetics and Biomedical Engineering 2007, Volume 27, Number 1/2, pp- 89-94.

APPLICATION OF FINITE ELEMENT METHOD IN DENTAL IMPLANT RESEARCH. VAN STADEN, GUAN, LOO. School of Engineering, Griffith University Gold Coast Campus, Australia.

### CARLOS CARLASSARE

Dos personas pueden llegar a ser amigos aunque no se vean seguido, sobre todo si una pasión algunas veces inexplicable los une. Con Carlos Carlassare y quien esto escribe, ése fue el caso. Nuestro vínculo era la simulación de sistemas por CAS (Computer Algebra Systems), en los que Carlos fue un real maestro y yo un aprendiz.

Lo conocí personalmente en 1996, durante una visita que realicé a la Facultad Regional Haedo. Hablamos de simulación matemática y allí empecé a aprender sobre posibles aplicaciones en la Ing. Química, que poco tiempo después empezaron a aparecer en mis cursos en la UTN.

A partir de ese momento, comencé a recibir (como muchos docentes y alumnos de la UTN) mails informativos sobre nuevos programas y técnicas especiales, además de periódicos llamados por teléfono de Carlos: “Ernesto, bajate el SCILAB de la INRIA (Francia), es gratis y anda de diez, después me contás”.

Carlos Carlassare fue sencillamente un gran ser humano y simplemente puso en práctica lo que otros no hacemos: dar sin esperar nada a cambio. Quería a la UTN, a sus colegas y sobre todo a sus alumnos.

Carlos, te extrañamos y donde estés, ojalá puedas estar creando maravillas con tu amada simulación o algo muy superior, te lo merecés!

Lic. Ernesto Carrizo  
Junio 2011