

HERRAMIENTAS NUMÉRICAS UTILIZADAS PARA EL DESARROLLO DE DISPOSITIVOS BIOMÉDICOS EN EL TRATAMIENTO DE LESIONES HUMANAS

Gabriela Contreras y Miguel Cerrolaza

Centro de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería
Universidad Central de Venezuela, P.O. Box 50361,
gabriela_contreras@web.de, mcerrola@reacciun.ve

Palabras claves: Biomecánica, métodos numéricos, remodelado óseo.

Resumen. *En este artículo se presenta una selección de los avances de algunos trabajos que se vienen desarrollando en el Centro de Bioingeniería de la Universidad Central de Venezuela que aplican fundamentalmente técnicas numéricas para la simulación, el diseño, desarrollo y construcción de la fabricación de diferentes dispositivos biomédicos. En primer lugar, se presentan tres casos del área de biomecánica, dos de los cuales son de dispositivos de fijación para tratamientos de fracturas uno para columna vertebral y el otro para huesos metacarpianos de la mano que incluyen los diseños tridimensionales de las piezas y los respectivos análisis numéricos de las mismas, simulando situaciones reales bajo cargas “in vivo”. Por otro lado se muestra, una simulación del comportamiento óseo ante la colocación de un dispositivo biomecánico como técnicas de remodelado óseo, en el cual se observa lo que ocurre para diferentes casos de carga cuando se coloca una prótesis y comienza el aflojamiento de la misma por reabsorción ósea. Finalmente, se propone como trabajo futuro la construcción de un ambiente de visualización gráfica usando tecnologías avanzadas de realidad virtual inmersiva que le permitan a un usuario sin conocimientos de computación, la manipulación e interpretación de información visual en 3D. Como por ejemplo un médico cirujano puede simular virtualmente la rutina de trabajo en la colocación de una prótesis en un paciente.*

1 INTRODUCCIÓN

Durante la última década el incremento en la aplicación de técnicas numéricas para la simulación de problemas complejos de bioingeniería han enriquecido sustancialmente este tipo de investigaciones. En la actualidad, la mayoría de los científicos en el mundo han probado que los métodos numéricos son una herramienta indispensable en la creación de nuevos dispositivos ya que se pueden detectar y corregir las fallas antes de ser manufacturados. Mas recientemente, se han encontrados avances significativos en el desarrollo de modelos matemáticos para predecir la evolución del proceso de reparación ósea de una fractura con o sin dispositivo biomecánico.

Debido a la creciente demanda de técnicas y dispositivos biomédicos para dar soluciones al sector salud pública en la población venezolana, se están desarrollando diferentes proyectos en el Centro de Bioingeniería de la Universidad Central de Venezuela.

Este trabajo incluye una pequeña recopilación de los resultados obtenidos de estas recientes investigaciones como son *el diseño y simulación numérica de una placa cervical, análisis numérico de un sistema intramedular para metacarpianos, interacción entre el hueso femoral y una prótesis de cadera a través de un modelo de remodelación ósea* y por último la creación de un quirófano virtual.

2 DISEÑO Y SIMULACIÓN NUMÉRICA DE UNA PLACA CERVICAL

El objetivo de este trabajo es el diseño y simulación de una placa cervical de colocación anterior, que permita libertad en el posicionamiento de los tornillos que se utilizan para su fijación. El diseño geométrico fue realizado en el software ProEngineer 2000i, y posteriormente analizado por el método de los elementos con MSC/Nastran 4.6. Se presenta un modelo preliminar del dispositivo y los resultados correspondientes a las distribuciones de esfuerzos debido a cargas fisiológicas de compresión.

Se analizó una placa como la que muestra la Figura 1, de 1mm de espesor, 20 mm. de ancho debido a que la parte anterior del cuerpo vertebral, ofrece aproximadamente 26 mm. para colocar la placa, y de 40 mm. de largo para que pueda ser utilizada en el tratamiento de lesiones en el que estén involucradas tres vértebras y dos discos vertebrales; el radio de curvatura de la placa es de un valor muy aproximado al de la curvatura anterior del cuerpo vertebral, ya que dicho valor será modificado por el cirujano, justo en el momento de su colocación. El dispositivo fue construido con acero quirúrgico 316L ($E = 200000$ MPa., $\nu = 0.30$), con 10 orificios de 2 tipos diferentes, para tornillos córtico-esponjosos de $\Phi = 3.5$ mm. del mismo material que se modelaron.

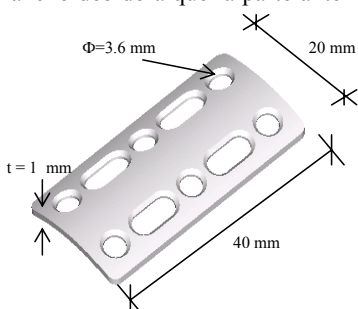


Figura 1 – Modelo 3D de placa analizada y sus dimensiones

En el modelo de columna cervical, las vértebras se consideraron de hueso trabecular en su totalidad ($E =$

100 MPa., $\nu = 0.20$)⁶, y los discos intervertebrales con las propiedades del núcleo ($E = 0.2$ MPa., $\nu = 0.499$)³.

Las vértebras que se utilizaron para la simulación fueron C3, C4, C5 (lesionada), C6 y C7, tomando a C5 como la vértebra que se debía extraer, junto con los discos intervertebrales superior e inferior inmediatos, colocando en el lugar de estos, un injerto óseo con las mismas características del hueso trabecular usado en el resto de las vértebras.

Para reducir la complejidad de la malla, se simplificó la geometría de los elementos vertebrales, los cuales poseen una forma bastante complicada, todo esto con el fin de hacer más simple el mallado de las diferentes piezas y agilizar los cálculos.

La geometría fue realizada en el software ProEngineer⁸, analizada en un software de simulación (MSC / Nastran)⁹, con el cual se generó una malla de 39882 nodos y 20560 elementos. En la Figura 2 se puede observar el modelo mallado.

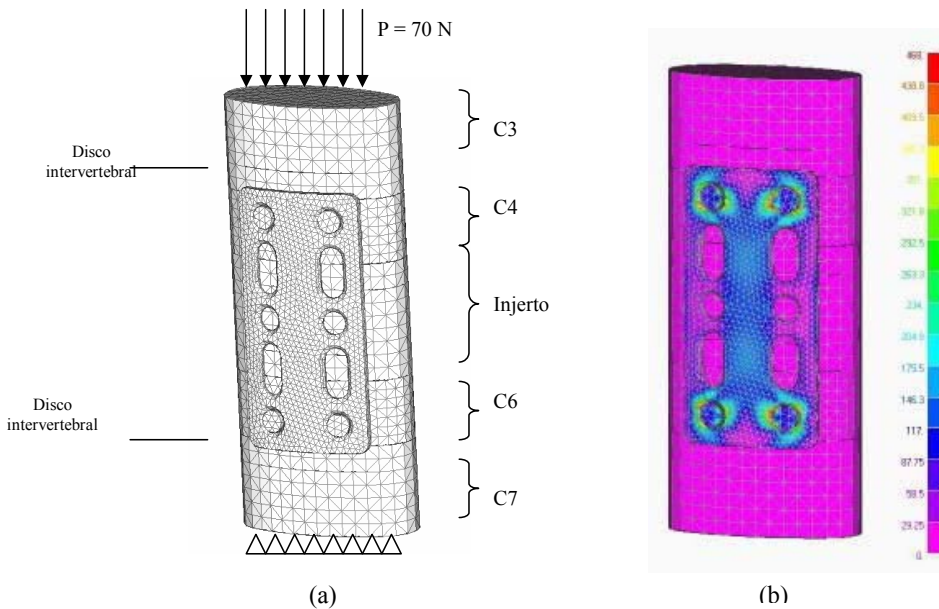


Figura 2 – (2.a) Malla de elementos finitos, cargas aplicadas y condiciones de contorno. (2.b) Distribución de esfuerzos de von Mises en la placa cervical bajo una carga de compresión de 70 N.

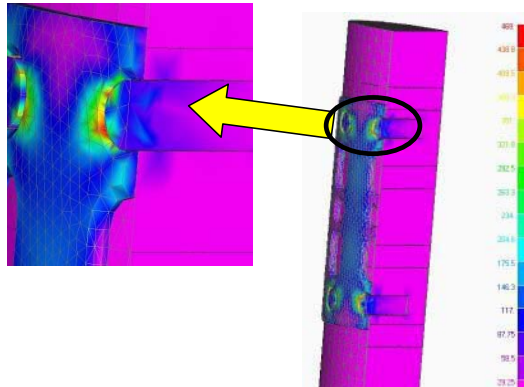


Figura 3 – Detalle de la concentración de esfuerzos en la interfase tornillo- orificio de la placa en un corte longitudinal del ensamblaje

3 ANÁLISIS NUMÉRICO DE UN SISTEMA INTRAMEDULAR PARA METACARPÍANOS

Las fracturas en los huesos metacarpianos y en las falanges probablemente son las fracturas-tipo más comunes de las extremidades superiores. Por consiguiente, un sistema intramedular bloqueado ha sido desarrollado en la Universidad Central de Venezuela que permite movilización postoperatoria temprana del paciente¹⁰. Este dispositivo se usará para el tratamiento de fracturas diafisarias de los huesos metacarpianos, *como otra alternativa para este tipo de patología. El dispositivo es poco invasivo y permite movilidad temprana de la mano al paciente post-operado.* La meta principal de este estudio es evaluar el comportamiento mecánico del enclavado intramedular. Se realizaron ensayos biomecánicos y análisis por el método de los elementos finitos para determinar la resistencia última y la conducta a la fatiga bajo cargas fisiológicas.

El objetivo principal fue el estudio numérico del comportamiento mecánico del clavo

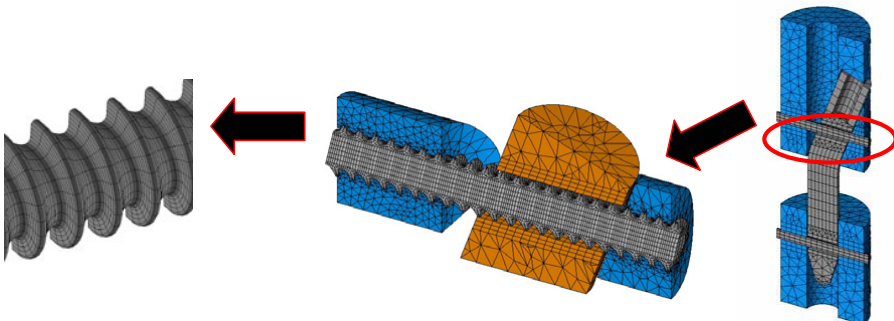


Figura 4: Modelo mallado por MEF de la condición interfase entre tornillos, clavo y mordazas fueron modeladas con elementos de contacto

bajo cargas reales. Se evaluó la condición de carga y distribución de tensiones dentro del clavo, los tornillos, y las mordazas. El modelo simula el clavo ensamblado con sus respectivos tornillos de bloqueo en dos mordazas cilíndricas que representan el metacarpiano fracturado. Se aplicaron cargas de compresión, flexión y torsión¹⁰.

También se compararon los resultados cuando se transfirieron las cargas para los diferentes ensamblajes del clavo con mordazas acrílicas o con mordazas de hueso cortical. Todas las pruebas experimentales estáticas fueron investigadas numéricamente. Usando la simetría del ensamblaje y las condiciones de carga fue desarrollado el modelo por elementos finitos. El acero y el acrílico fueron tomados como materiales isotrópicos y lineal-elástico. El hueso cortical se simuló como material ortotrópico y lineal-elástico. Los tornillos fueron simulados como simples pasadores con un momento de rigidez equivalente. Se tomaron en cuenta elementos del contacto entre los tornillos, el clavo y las mordazas. El clavo se colocó en una posición quirúrgicamente adecuada dentro del hueso metacarpiano. Fueron aplicadas cargas fisiológicas que representan el movimiento de apriete de la mano^{11,12} y se evaluaron las cargas transferidas. Estas cargas fueron comparadas y se utilizaron en los ensayos experimentalmente. Las cargas se aplicaron a un modelo especial MEF del hueso-tornillo para investigar la concentración de esfuerzos generada en la interfase (Fig.4). La malla del ensamblaje completo contiene 6916 elementos (20 nodos con elementos tipo bricks, 10 nodos con elementos tetraédricos, 13 nodos con elementos tipo pirámides), la malla del modelo de interfase mordaza-tornillo contiene 376 elementos contact-target (fricción1.0) y el modelo mallado de la interfase clavo tornillo consta de 219 elementos contact-target (fricción 0.1).

En todos los casos se encontraron concentraciones de esfuerzos en la interfase de los componentes. Se compararon los resultados numéricos de los esfuerzos de fluencia con los de

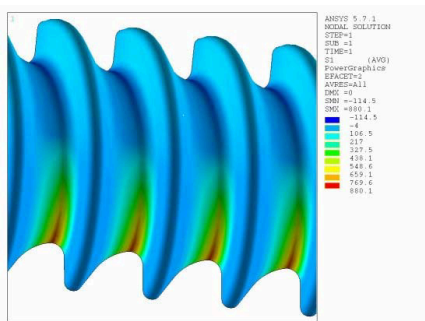


Figura 5: Esfuerzos Principales del tornillo bajo un momento de flexión de 100 Nmm

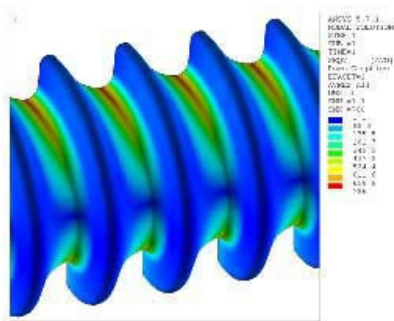


Figura 6: Esfuerzos Von-Mises del tornillo bajo un momento de flexión de 100 Nmm

las pruebas experimentales. Solo algunas diferencias se encontraron al cambiar el material de las mordazas. En el caso de cargas in vivo no se encontraron esfuerzos críticos. El clavo bloqueado mostró ser suficientemente resistente¹³.

4 INTERACCIÓN ENTRE EL HUESO FEMORAL Y UNA PRÓTESIS DE CADERA: REMODELACIÓN ÓSEA

El hueso como tejido vivo, tiene la capacidad de adaptarse en respuesta a la situación mecánica a la que se encuentra solicitado, modificando su geometría externa y su estructura interna. Este proceso adaptativo se conoce como *remodelación ósea adaptativa*. Existen dos tipos de remodelación: *remodelación externa*, en la que la forma o geometría externa cambia con el tiempo y la *remodelación interna*, en la que las propiedades del material cambian con el tiempo sin alterar su forma. Estos procesos suceden simultáneamente y las diferencias entre ambos no son aparentes.

Esta investigación está enfocada a la simulación del comportamiento óseo ante la colocación de un dispositivo biomecánico, específicamente en nuestro estudio, de una prótesis de cadera. El desarrollo de esta investigación se apoya en un trabajo de Tesis Doctoral realizado en la Universidad de Zaragoza, España. Se trata de un modelo de remodelación ósea fundamentado en la mecánica de daño¹⁷.

Si consideramos que la mayoría de los pacientes a quienes se les coloca una prótesis de cadera, son personas de avanzada edad, con huesos de calidad pobre e inclusive osteoporóticos, se justifica de manera notable la necesidad de obtener un modelo que nos permita de manera cualitativa y cuantitativa hacer una predicción de los cambios en la densidad ósea del paciente al colocarle un implante protésico de un modelo determinado.

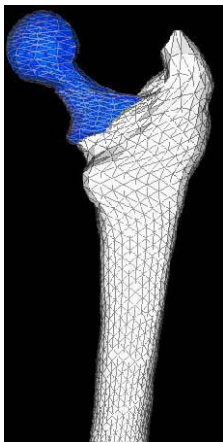


Figura7: Modelo 3D del ensamble mallado por el MEF

Este proceso de remodelación no es el resultado de la actividad de un solo tipo de célula, osteoclastos o células destructoras del tejido preexistente, y osteoblastos o células responsables de la formación del hueso, o una simple función celular (reabsorción o formación de hueso), sino que es el resultado de una coordinada función de reabsorción y formación de hueso sobre amplias regiones de hueso y durante períodos prolongados de tiempo, por lo que es muy importante un buen entendimiento del acoplamiento que existe entre osteoclastos y osteoblastos las cuales trabajan en conjunto como unidades de trabajo bajo el nombre de “bone multicellular units”, BMUs.

El presente trabajo se divide en 3 etapas:

Durante la primera etapa se realizó de un modelo tridimensional de la articulación de la cadera. La segunda etapa consistió en la validación del modelo en las cuales se obtuvieron resultados que concuerdan con los datos experimentales encontrados en la literatura.

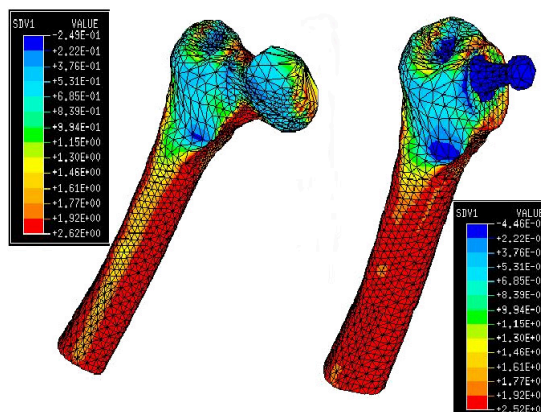


Figura 8: Distribución de densidades (gr/mm^3) en la superficie exterior del hueso tras 100 días de la inclusión de la prótesis bajo una carga de compresión de 700N.

La tercera etapa implica netamente el desarrollo del aporte biológico y la validación del mismo a través de densimetrías post operatorias, de esta manera es posible observar el remodelado y los cambios generados por los factores biológicos. Cumplidos 6 meses o un año de la operación se realiza un nuevo estudio de densimetría ósea y se realiza la toma de datos en los puntos control que se establecieron en la primera toma de datos. Los valores de la densimetría (Contenido de Mineral Óseo en gramos) son introducidos en la formulación matemática del programa para convertirlos a valores que puedan ser interpretados y comparados con los resultados del programa.

5 UN QUIRÓFANO VIRTUAL

La intervención quirúrgica de un paciente al cual se le colocará una prótesis ortopédica requiere de un paso previo, que es la toma de decisión del tamaño y tipo de prótesis que mejor se ajuste al paciente. Usualmente este proceso se lleva a cabo en una sala de operaciones donde el paciente es sometido a las pruebas necesarias de las distintas opciones de prótesis o dispositivo biomédico, que, dependiendo del caso se puede realizar en una operación previa al implante o durante la misma intervención quirúrgica²¹. Las consecuencias de este paso además de ser traumáticas y riesgosas, implican una elevación en costos para el centro de salud ya que incrementa el número de horas de duración de la cirugía en cuestión.

En este proyecto en cooperación con el laboratorio de Computación Gráfica de la Universidad Central de Venezuela, se realiza la construcción de un ambiente de visualización gráfica usando tecnologías avanzadas de realidad virtual inmersiva que le permitan a un usuario sin conocimientos de computación, la manipulación e interpretación de información visual en 3D.

Se plantea el desarrollo de un ambiente virtual inmersivo tipo workbench que ubica los objetos virtuales (prótesis, modelos humanos, etc.) y las herramientas de control para estos,

sobre una mesa de trabajo (el workbench). Los objetos virtuales y el ambiente virtual son proyectados sobre la superficie de una mesa especial^{22,23}.

Tanto el diseñador de la prótesis como el médico cirujano pueden simular la rutina de trabajo en este ambiente inmersivo. Para ello es necesario el uso de dispositivos de inmersión tales como guantes, lentes, lápices ópticos. Permitiendo al usuario navegar, mover los objetos o activar comportamientos asociados a estos. Los ajustes de tamaño del modelo de prótesis pueden realizarse en tiempo real haciendo ajustes geométricos sobre el modelo físico de la prótesis.

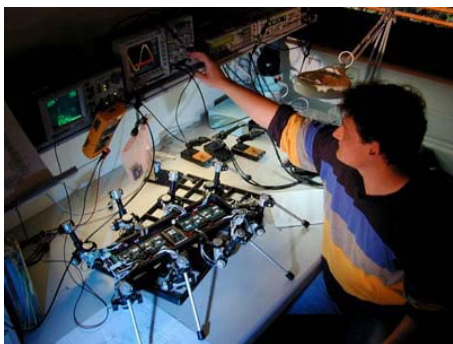


Figura 9: Construcción del workbench o mesa²⁴



Figura 10: Proyección virtual en la mesa de trabajo²⁴

REFERENCIAS

- [1] J. H. Breasted. *The Edwin Smith Surgical Papyrus*, University of Chicago Press, Chicago, 1930.
- [2] M. Comín, J. L. Peris, J. M. Prat, J. R. Dejoz, P. M. Vera, J. V. Hoyos. *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*, Instituto de Biomecánica de Valencia, 1999.
- [3] V. K. Goel, Y. E. Kim, T. H. Lin, J. N. Weinstein. An analytical investigation of spinal instrumentation, *Spine* 13:1003-1011, 1988.
- [4] A. Krivoy, J. Krivoy, M. Krivoy. Estabilización cervical posterior con placas de Roy – Camille. Reporte de un caso, *Centro Médico*, 39:141, 1993.
- [5] B. Le Veau. *Biomecánica del movimiento humano*. Trillas, 1991.
- [6] D. Lindahl. Mechanical properties of dried defatted spongy bone, *Acta orthop. Scand.*, 47: 11-19.
- [7] J. L. Sciort, V. K. Goel, N. M. Grosland, C. M. Puttlitz, K. Totoribe, V. C. Traynelis. Anterior plate and bone graft load sharing in the cervical spine- a finite element investigation, *23rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, 1999.
- [8] Manual ProEngineer - Release 2000i, Parametric Technology Corporation, 1999.
- [9] Manual MSC / Nastran – v3, 1997.

- [10] Contreras G., Cerrolaza M., Martinez M., González C., *Design of a locked intramedullar system for treatments of metacarpal injured bones*. Acta of Bioengineering and Biomechanic. Vol.3, Supplement 2, 81-86. (2001)
- [11] Cooney III W.P., Chao Edmund Y.S., "Biomechanical Analysis of Static Forces in the Thumb during Hand Function", *The Journal of Bone And Joint Surgery*. Vol. 59-A, N° 1: 27-36. (1977)
- [12] Ide, T., Yamamoto, Y and Tatsugi, S., "Validation study of the rigid spring model using the metacarpophalangeal joint". *Biomechanics in Orthopedics*, 299-306. (1990)
- [13] G. Contreras, N. Goetzen, M. Morlock. *3D finite element model of an intramedullar locked nail for metacarpal shaft fractures*. Desarrollos recientes en métodos numéricos para ingeniería de ciencias aplicadas. Memorias del VI Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería de Ciencias Aplicadas. Abril2002. Caracas, Venezuela.
- [14] Barberi, G., et al., Analytical considerations of the mechanical stem-femur coupling. *Acta Orthopaedica Belgica*, tomo 46, Fasc. 6, pp. 728-734, 1980.
- [15] Bergmann, G. Graichen, F. and Rohlmann A., Hip Joint Loading During Walking and Running, Measured in Two Patients. *J. Biomechanics*, vol. 26, No.8, pp. 969-990, 1993.
- [16] Carter, D.R., Fyhrie, D.P., Whalen, R.T. "Trabecular bone density and loading history: Regulation of connective tissue biology by mechanical energy", *J Biomechanics* Vol. 20(8) :785-793, 1987.
- [17] García-Aznar J.M., "Modelos de remodelación ósea: análisis numérico y aplicaciones al diseño de fijaciones de fracturas del fémur proximal, *Tesis de doctorado*, CPS de la Universidad de Zaragoza, España (1999)
- [18] Jacobs, C., Levenston, M., Beaupre, G., Simo, J., Carter, D. "Numerical instabilities in bone remodeling simulations: The advantages of a node-based finite element approach", *J Biomechanics* Vol 28(4):449-459, 1995.
- [19] Muller-Karger C., "Simulación Ósea por medio de la version P del Método de los Elementos Finitos", *Tesis de doctorado*, Universidad Central de Venezuela (2001).
- [20] Van Rietbergen, B. Et al, A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models, *J. Biomechanics*, vol.28, No.1, pp.69-81, 1995.
- [21] J. Pair, C. Jensen, J. Flores, J. Wilson, L. Hodges, and D. Gotz, "the nave: Design and implementation of non-expensive immersive virtual environment", in *Siggraph 2000 Sketches and Applications*, p.238, 2000.
- [22] J. Leigh, G. Dawe, J. Talandis, E. He, S. Venkatamaran, J. Ge, D. SDandin, and T. DeFanti, "Agave: Access grid augmented virtual environment", in *Proceedings of the Access Grid Retreat, 2001*.
- [23] Wolfgang Krüger, Chirstina-A. Bohn, Bernd Fröhlich, Heinrich Schüth, Wolfgang strauss, and Gerold Wesche. The responsive worbench: A virtualwork enviroment. *IEEE Computer*, pages 42-48, July 1995
- [24] <http://www.fraunhofer.de/>