

## حل عددی اثر گلوله متوقف شده به وسیله زره انفرادی روی قفسه سینه

محمد امین شفیعی<sup>1</sup>، حمید میرزاخانی<sup>2</sup>، مهرداد خاندایی<sup>3</sup>

1- دانشجوی کارشناسی ارشد دانشگاه صنعتی مالک اشتر تهران

2- دانشجوی کارشناسی ارشد دانشگاه صنعتی مالک اشتر تهران

3- استادیار دانشگاه صنعتی مالک اشتر تهران

### چکیده

این مقاله پاسخ یک مدل سه بعدی از قفسه سینه برای ایمپالس فشاری با دوره  $T=100$  میکروثانیه را بررسی می کند. این دوره بارگذاری بسیار کوتاه، هنگامی به دست می آید که یک پرتابه پرسرعت (حدود 800 متر بر ثانیه) توسط یک زره صلب متوقف گردد. چنین برخوردهایی برای شش خطرناک هستند. مدل مورد نظر شامل مواد الاستیک خطی ترکیب شده در یک ساختار سه لایه ای است که نشان دهنده ماهیچه، استخوان و شش می باشد. یک روش حل المان محدود صریح برای محاسبه پاسخ دیواره قفسه سینه و شش استفاده می شود. این مدل بررسی مکانیزم های انتقال انرژی ضربه از سطح دیواره قفسه سینه به شش را ممکن می سازد. اگرچه دامنه بارگذاری مهم است اما به دلیل دوره بارگذاری کوتاه، ماکزیمم جابه جایی محاسبه شده دیواره قفسه سینه حدود یک میلی متر است. در شش واضح است که انرژی به وسیله موج حمل می شود. سرعت در سطح شش (که یک معیار جراحت هم می تواند باشد) از حرکت دیواره قفسه سینه ایجاد می شود. نتایج نشان می دهد که برای  $T=100$  میکروثانیه سرعت های بالایی (از مرتبه دامنه سرعت های موج در شش) در سطح شش ایجاد می شود.

واژه های کلیدی: المان محدود، بیومکانیک، ضربه، جراحت

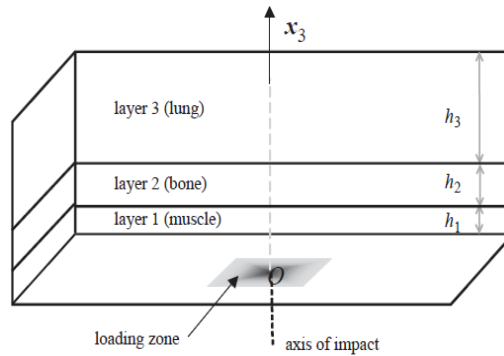
**1. مقدمه**

زره‌های انفرادی وظیفه محافظت از بدن در برابر خطرات مختلف را بر عهده دارد. توقف پرتابه به تنهایی برای محافظت کامل بدن در برابر ضربه کافی نیست زیرا "اثرات ثانویه" [1] یا "آسیب پشت زره" [2] که معمولاً ناشی از انتقال انرژی از زره به بدن است نیز توانایی ایجاد جراحت در اعضای حساس بدن مثل شش را دارد. مقالات بسیاری به اهمیت بررسی جراحت شش، به دلیل حیاتی بودن آن برای زنده ماندن فرد و حساسیت بسیار زیاد آن به بارگذاری ضربه‌ای پر سرعت اشاره کرده‌اند [3,4]. تا کنون بیشتر تحقیقات انجام شده روی مکانیزم‌های جراحت پشت زره، روی تصادفات خودرویی متمرکز بوده‌اند. تصادفات خودرویی دارای جرم زیاد، مدت بارگذاری طولانی و سرعت کم هنگام برخورد هستند که این شرایط برخورد درست در نقطه مقابل برخورد بالستیک قرار دارد که در آن جرم پرتابه کم، مدت بارگذاری کوتاه و سرعت آن بسیار زیاد است. آسیب دیدگی اعضای بدن ناشی از آسیب پشت زره به علت دو مکانیزم مجزای انتقال انرژی به بدن می‌تواند رخ دهد [5]: الف) تماس پرتابه با سطح زره انفرادی صلب یک موج تنش با دوره بسیار کوتاه تولید می‌کند که در زره منتشر شده و مستقیماً وارد بدن می‌شود. این اولین موج بارگذاری قفسه سینه است که تحت عنوان "موج اول" شناخته می‌شود. ب) به محض نفوذ گلوله در زره (در جایی که سرعت گلوله کم یا متوقف می‌شود) زره با تغییر فرم‌های بزرگ روبه‌رو شده و متعاقب آن دیواره قفسه سینه فشرده می‌شود (10 تا 50 میلی‌متر). این دومین موج بارگذاری قفسه سینه است که به نام "موج ثانویه" شناخته می‌شود. بسیاری از نویسندگان هنگام مطالعه جراحت ناشی از ضربه‌های پرسرعت به این مطلب اشاره کرده‌اند که انتشار موج تنش برای شش خطرناک است [6-10]. در مطالعات تجربی ین و همکاران [11]، فونگ [4] و کوپر [6] نشان داده‌اند که سرعت و شتاب دیواره قفسه سینه (یا سطح شش) تحت نقطه برخورد، با بروز جراحت ارتباط مستقیم دارند. هدف مقاله حاضر ایجاد یک درک بهتر از پاسخ قفسه سینه به اولین موج مشاهده شده مربوط به آسیب پشت زره می‌باشد و موج ثانویه که با جابجایی‌های قابل توجه قفسه سینه تحت نقطه برخورد همراه است در این مقاله بررسی نمی‌شود.

**2. هندسه مدل**

هندسه مدل مورد نظر در شکل 1 نشان داده شده است. این مدل از یک ساختار لایه‌ای که نشان دهنده قفسه سینه انسان است، تشکیل شده است. مدل مورد نظر از هر جهت با سطح آزاد محدود شده است و سطح مشترک بین لایه‌ها مسطح می‌باشد. لایه‌های 1 و 2 نشان دهنده دیواره قفسه سینه هستند و لایه 3 شش را نشان می‌دهد. منظور از دیواره قفسه سینه، ماهیچه‌ها (لایه 1) و استخوان‌ها (لایه 2) می‌باشد. ابعاد مدل و خواص مادی آن در جدول 1 نشان داده شده است. این مدل حداکثر ساده‌سازی ممکن از ساختار قفسه سینه حقیقی را ارائه می‌دهد. در این مقاله بررسی‌ها لزوماً به ناحیه زیر نقطه برخورد محدود می‌شود و انتشار انرژی در تمام قفسه سینه در نظر گرفته نمی‌شود. نتایج به دست آمده از طریق چنین مدلی تنها در یک بازه زمانی کوچک با نتایج حقیقی مطابقت دارد. توجه کنید که به دلیل مسطح در نظر گرفتن لایه‌ها، نتایج هنگامی که

بخش مهمی از انرژی منتقل شده به قفسه سینه به دور از نقطه برخورد منتشر شود، تعبیر فیزیکی<sup>1</sup> خود را از دست می‌دهند. در این مقاله محورها با  $x_i$  ( $i=1,2,3$ ) در دستگاه کارتزین  $R(O;x_1,x_2,x_3)$  نشان داده می‌شوند و محور  $x_3$  عمود بر سطح مشترکها فرض می‌شود. ضخامت‌های لایه‌ها با  $h_i$  ( $i=1,2,3$ ) نشان داده می‌شوند. ابعاد در راستاهای  $x_1$  و  $x_2$  به نحوی انتخاب می‌شوند که در بازه زمانی محاسبات، موج منعکس شده در مرزها زمان کافی برای برگشتن به نقطه برخورد را نداشته باشند.



شکل 1- شکل هندسی مدل

جدول 1- مشخصات مکانیکی و هندسی لایه‌ها

	لایه 1 (ماهیچه)	لایه 2 (استخوان)	لایه 3 (شش)
مواد	Mat Elastic	Mat Elastic	Mat Elastic Fluid
E (GPa)	0.675	11	$0.713 \cdot 10^{-3}$
$\nu$	0.45	0.3	0.3
$(\text{Kg/m}^3)\rho$	1000	2000	600
$c_L$ (m/s)	1600	2721	40
$c_S$ (m/s)	482	1454	21
k (GPa)	-	-	0/001
h (mm)	5	15	20

<sup>1</sup> Physical Meaning

**3. معادلات حاکم**

معادله ممنتوم به صورت زیر می‌باشد:

$$\sigma_{ij,j} + \rho f_i = \rho \dot{v}_i, \quad (1)$$

که در آن " " نشان دهنده مشتق گیری نسبت به متغیرهای جزئی است و مشتق گیری نسبت به زمان با " " نشان داده می‌شود و  $f_i$  مؤلفه چگالی نیروی حجمی است و  $v_i$  مؤلفه سرعت جزئی و همچنین  $\rho$  چگالی جرم است. مساله مورد نظر ما در حقیقت یافتن یک راه حل برای معادله (1) است که شرایط مرزی فرض شده در بخش 5 را ارضا کند.

**4. خواص مادی**

مطابق مطالعات انجام شده قوانین ساختار مادی برای دو لایه تشکیل دهنده دیواره قفسه سینه عبارتند از: همگن، ایزوتروپیک و الاستیک خطی (ماده LS-DYNA 1) و برای لایه نشان دهنده شش عبارتند از: خواص مایع همگن، ایزوتروپیک و الاستیک خطی (ماده LS-DYNA 2). ضریب پواسون که با  $\nu$  نشان داده می‌شود و مدول یانگ که با  $E$  نشان داده می‌شود برای هر لایه بیان شده است. سرعت موج طولی و برشی به ترتیب با  $C_L$  و  $C_S$  نشان داده می‌شوند. و در ماده الاستیک خطی ایزوتروپیک از طریق معادله (2) به دست می‌آیند.

$$c_L = \sqrt{\frac{E(1+\nu)}{(1+\nu)(1-\nu)\rho}} \quad \text{and} \quad c_S = \sqrt{\frac{E}{2(1+\nu)\rho}} \quad (2)$$

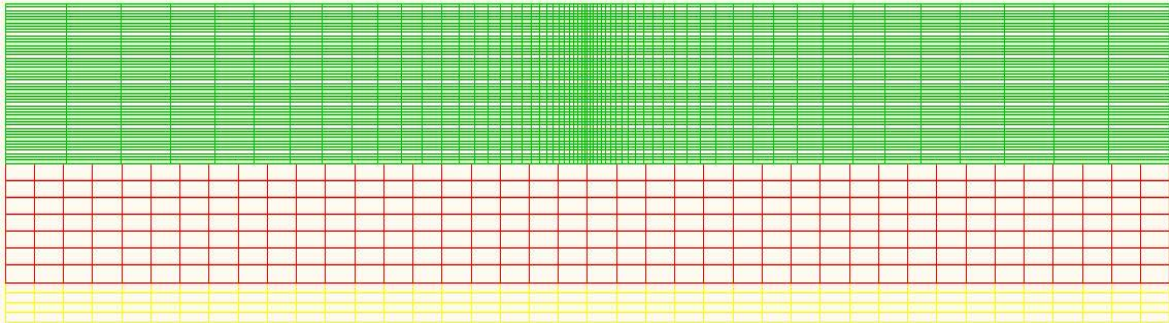
**5. شرایط مرزی، اولیه و سطح مشترک**

لایه‌های 1 و 2 به وسیله تماس جوش (welded contact) با یکدیگر در تماس هستند. بین لایه‌های 2 و 3 شرایط مرزی تماس لغزشی (sliding contact) برقرار است. چنین شرایطی برای نشان دادن فضایی است که به شش و سطوح دیواره قفسه سینه اجازه می‌دهد که نسبت به یکدیگر بلغزند. مدل کردن همه مساله ضربه یعنی ضربه گلوله به زره انفرادی، انتشار انرژی گلوله در زره و انتشار انرژی در قفسه سینه مشکل است. در مقاله حاضر زره، همه مساله ضربه در نظر گرفته نشده است و برهم‌کنش زره با بدن با شرایط مرزی روی سطح دیواره قفسه سینه ارائه می‌شود. توجه کنید که این مقاله بر پایه این فرض که انتشار انرژی در قفسه سینه می‌تواند مانند یک مساله مستقل از انتقال انرژی در زره در

نظر گرفته شود. یک روش مشابه توسط سارون و همکاران<sup>2</sup> [3,12] برای مدل سازی موج ثانویه استفاده شده است. در این مقاله بارگذاری تنها شامل یک فشار اعمال شده وابسته به زمان روی سطح خارجی لایه 1 می باشد. این بارگذاری بر اساس داده های تجربی تعیین شده است. لازم به ذکر است که همه لایه ها قبل از شروع محاسبات بدون بار هستند.

## 6. مش

صفحات  $(O, X_1, X_3)$  و  $(O, X_2, X_3)$  برای مدل هندسی متقارن هستند. المان های شش وجهی با هشت گره را به کار برده ایم. از آن جا که در مقاله حاضر تنها جواب نزدیک به محور  $X_3$  مورد نظر است. یک مش افزایشی در راستای  $X_1$  و  $X_2$  برای کاهش تعداد المان های استفاده شده به کار برده شده است. یک مش معمولی برای محاسبات در شکل (2) نشان داده شده است.



شکل 2- مش استفاده در محاسبات

## 7. محاسبات

فرمول انتگرال گیری حجمی یک نقطه ای (پیش فرض LS-DYNA) با المان های شش وجهی در محاسبات استفاده شده است. استفاده از فرمول های انتگرال گیری دقیق تر دقت بیشتری را برای مش استفاده شده در این مقاله فراهم نمی کند. زمان نهایی برای اجراهای المان محدود برابر 200 و 500 میکروثانیه با توجه به دوره بارگذاری تنظیم شده است. LS-DYNA بر اساس یک الگوی انتگرال گیری زمانی صریح می باشد. و گام زمانی<sup>3</sup> ( $\Delta t$ ) مورد استفاده در محاسبات باید به اندازه ای کوچک باشد که اطلاعات در بیش از یک المان در مدت گام زمانی منتشر نشود. گام زمانی استفاده شده در رابطه با المان های شش وجهی (هشت گره ای) و مواد الاستیک خطی به وسیله LS-DYNA به عنوان حداقل در میان تمام المان ها برابر با مقدار  $\Delta t_e = a l_e / c_L$  محاسبه می شود که در آن  $l_e$  طول مشخصه یک المان (کوچکترین بعد مدل) و  $c_L$  سرعت موج فشاری در ماده است که با معادله (2) محاسبه شده است و  $a$  ضریبی است که مقدار پیش فرض استفاده شده برای آن در LS-DYNA برابر  $a = 0/9$

<sup>2</sup> Sarron

<sup>3</sup> Time step

است. در مقاله حاضر حل‌های محاسبه شده با گرفتن گام زمانی کوچکتر از پیش فرض بهبود نیافت، بنابراین تنظیمات پیش فرض در همه محاسبات استفاده شد.

## 8. خواص مواد

به دلیل استفاده وسیع از تکنیک‌های فراصوت در بیولوژی، سرعت موج در بافت‌های مختلف برای امواج فرکانس بالا (چند مگاهرتز) برآورد می‌شود. برای مساله موج ضربه بررسی شده در این مقاله جابه‌جایی‌های جزئی در بافت‌ها کوچک هستند که این یک ویژگی رایج در بارگذاری فراصوت بافت‌هاست. یک مقدار رایج استفاده شده در کاربرد فراصوت برای سرعت انتشار موج در ماهیچه برابر  $c_L=1600 \text{ m/s}$  (معادل سرعت انتشار موج در آب) است. از آن‌جا که ماهیچه‌ها عموماً از آب تشکیل شده‌اند چگالی و ضریب پواسون مربوط به آن‌ها به ترتیب برابر  $\rho=1000 \text{ kg/m}^3$  و  $\nu=0/45$  انتخاب می‌شوند. بعضی محاسبات که در این مقاله ارائه نشده‌اند نشان داده‌اند که جواب مدل قفسه سینه برای مواردی از بارگذاری در این مقاله کمتر به ضریب پواسون بستگی دارد. رفتار مکانیکی استخوان به خوبی با مدل الاستیک خطی مطابقت دارد [13]. ما در این مقاله مقادیری مشابه آنچه که وانگ<sup>4</sup> [14] و رافتنبرگ [15] در نظر گرفتند استفاده کردیم. همچنین برای شش، بیشتر مقالاتی درباره انتشار موج می‌توان یافت که در آن‌ها مقادیر موج برشی و فشاری از یک مقاله تا مقاله دیگر به دلیل شرایط آزمایشی مختلف، متفاوت است [16,17]. سرعت‌های موج برشی و طولی در شش توسط جاهد<sup>5</sup> [18] اندازه‌گیری شده است. ما با بررسی منابع موجود مقادیر  $c_S=21 \text{ m/s}$  و  $c_L=40 \text{ m/s}$  را استفاده کرده‌ایم. همچنین چگالی شش  $\rho=600 \text{ kg/m}^3$  در نظر گرفته شده است.

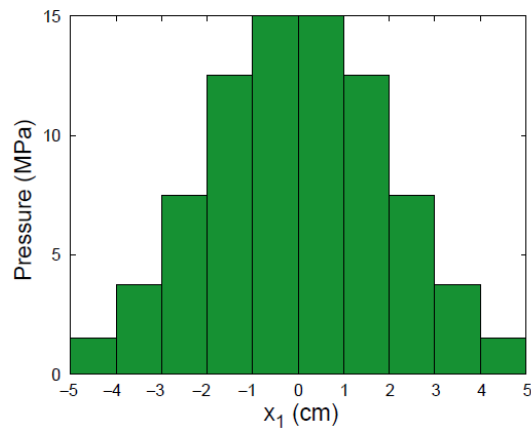
## 9. تعیین شرایط بارگذاری از داده‌های تجربی

در مورد شرایط بارگذاری توضیح مفصلی در مقاله گریمال و همکاران<sup>6</sup> [19] آورده شده است که ما در این‌جا به اختصار به نتایج آن اشاره می‌کنیم. با توجه به اندازه‌گیری‌های تجربی انجام شده بارگذاری از طریق فشار منتقل شده به پشت زره به صورت شکل (2) می‌باشد که در آن توزیع بارگذاری در صفحه  $(0, x_1, x_3)$  نشان داده شده است.

<sup>4</sup> Wang

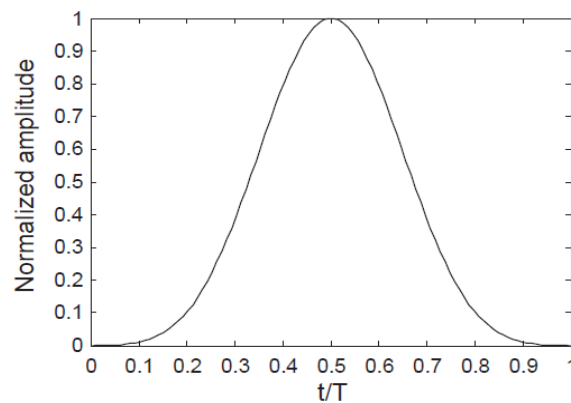
<sup>5</sup> Jahed

<sup>6</sup> Grimal



شکل 3- تعریف نواحی بارگذاری و توزیع بار در هر ناحیه

در این بارگذاری فشار ماکزیمم برابر با 15 مگاپاسکال است که از طریق داده‌های تجربی به دست آمده است و با فاصله از محور ضربه این مقدار کاهش می‌یابد. این توزیع فشار تنها به قسمتی از مدل وارد می‌شود که در زیر نقطه برخورد قرار دارد. توزیع بارگذاری در صفحه  $(O, X_2, X_3)$  مشابه موارد گفته شده برای صفحه  $(O, X_1, X_3)$  است. توزیع بارگذاری نسبت به زمان در فواصل مختلف از محل بارگذاری با استفاده از تابع چند ضابطه‌ای بلک‌من<sup>7</sup> [20] تعریف شده است که نمودار این تابع بر حسب فشار نرمال شده نسبت به فشار ماکزیمم و زمان نرمال شده نسبت به دوره پالس T در شکل (4) آمده است. دوره زمانی T مربوط به موج فشاری اول با استفاده از نتایج به دست آمده از آزمایشات و بررسی‌های انجام شده توسط گرمال برابر 100 میکروثانیه می‌باشد.



شکل 4- توزیع زمانی بارگذاری فشاری اعمال شده روی سطح لایه 1

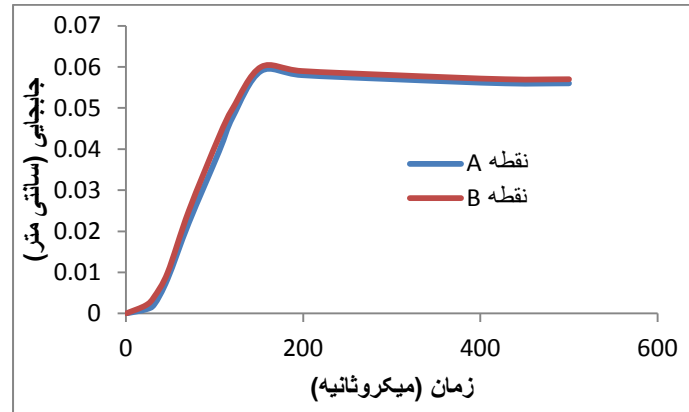
## 10. نتیجه‌گیری

### 1.10 پاسخ دیواره قفسه سینه

سه نقطه مادی A, B, C را روی محور  $X_3$  به صورت زیر تعریف می‌کنیم A در سطح آزاد لایه 1 قرار دارد و B و C در سطح مشترک بین لایه‌های 2 و 3 قرار دارند که B روی لایه 2 و C روی لایه 3 واقع می‌باشند. شکل (5) جابه‌جایی‌ها در نقاط A و B را نشان می‌دهد. پاسخ‌های به دست آمده از نقاط A و B بسیار به هم نزدیک هستند و بنابراین همه نقاط در لایه‌های 1 و 2

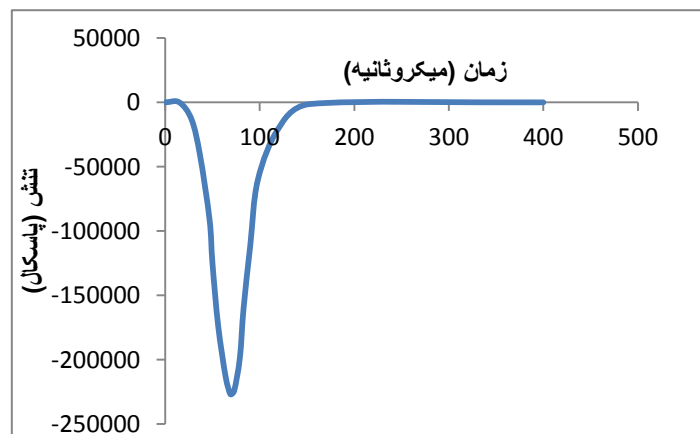
<sup>7</sup> Blackman

حرکت یکسانی دارند که این موضوع بیانگر تشابه حرکت روی محور  $x_3$ ، به حرکت جسم صلب است. بیشترین جابجایی سطح شش 0/06 میکرومتر است که این مقدار نزدیک به اندازه قطر حفره‌های کوچک موجود در شش است. توجه کنید که جابجایی محاسبه شده در مقایسه با ضخامت لایه‌های 2 و 3 بسیار کوچک است.



شکل 5- نمودار جابجایی‌ها در نقاط A و B (واقع در دو طرف دیواره قفسه سینه)

شکل (6) تنش در راستای محور  $x_3$  را نشان می‌دهد. طی عبور موج فشاری از سطح مشترک بین لایه‌های 2 و 3، دو لایه در تماس باهم باقی می‌مانند و همچنین تنش در راستای محور  $x_3$  در سطح مشترک پیوسته است. توجه کنید که جابجایی‌های صلب دیواره قفسه سینه بسیار بزرگ‌تر از کرنش‌ها می‌باشند.



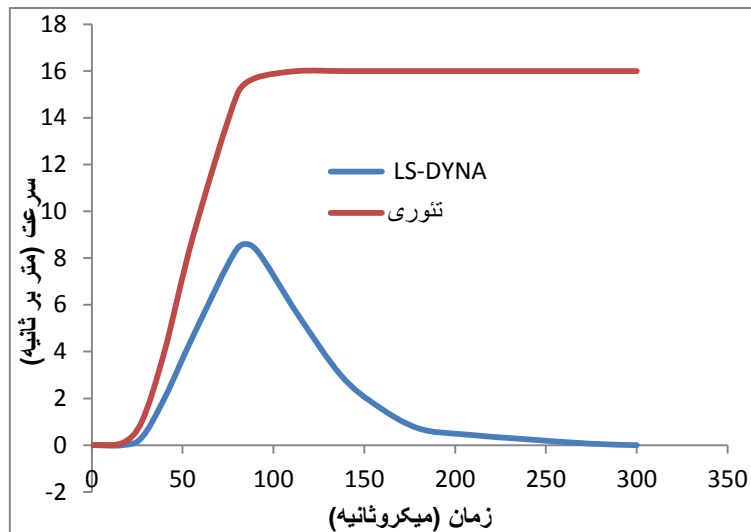
شکل 6. تنش در راستای محور  $x_3$  در نقطه B

مطابق با معادله حرکت، شتاب یک جسم صلب مستقیماً با نیروی حاصله اعمال شده روی آن متناسب است و با جرم آن رابطه عکس دارد. اگر  $\sigma$  را تنش ثابت اعمال شده به صورت نرمال روی یک صفحه از مجموعه لایه‌های جسم صلب با چگالی  $\rho$  و ضخامت  $h$  در نظر بگیریم، سرعت بدن در هر زمان به صورت زیر است:



$$v(t) = \frac{I}{\rho h} \quad (3)$$

که در آن  $I = \int_0^t \sigma(\tau) d\tau$  ایمپالس در واحد سطح است. در معادله (3) عبارت  $\rho h$  که در آن  $\rho$  چگالی متوسط دیواره قفسه سینه ( $\rho = 1750 \text{ kg/m}^3$ ) می باشد، جرم موثر در واحد سطح قفسه سینه است. سرعت  $v_3(t)$  در نقطه B به وسیله معادله (3) با در نظر گرفتن  $\sigma = \sigma_{33}^t$  محاسبه شده است. شکل (7) مقایسه‌ای از سرعت این جسم صلب با سرعت حقیق محاسبه شده توسط نرم افزار LS-DYNA در نقطه C را نشان می‌دهد.



شکل 7- مقایسه سرعت محاسبه شده به وسیله روش المان محدود در نقطه C با سرعت به دست آمده از معادله (3)

## 2.10. پدیده موج در شش

سرعت در سطح شش یکی از مواردی است که می‌تواند به عنوان معیار جراحت در نظر گرفته شود. فانگ<sup>8</sup> [4] این موضوع را مورد بررسی قرار داده است. او یادآور شد طبق تئوری موج صفحه‌ای الاستیک رابطه بین تنش نرمال و سرعت موج به صورت رابطه (4) می‌باشد. که در آن

$$\sigma_{33}(t) = \rho c_L v_3(t) \quad (4)$$

که در آن  $v_3$  سرعت در راستای محور  $x_3$  است. معادله (4) مستقیماً از شکل متعارف حل معادله موج یک بعدی به دست آمده است که در آن جابجایی جزئی با فرمول  $u_3 = f(x_3 - c_L t)$  محاسبه می‌گردد و  $f$  یک تابع دلخواه،  $c_L$  سرعت موج طولی و  $x_3$  نشان دهنده موقعیت مکانی است. این رابطه برای انتشار موج‌های صفحه‌ای (دو بعدی) در جهت  $x_3$  در یک محیط نامحدود معتبر است. تنش‌ها و سرعت‌های محاسبه شده در نقطه C توسط نرم افزار LS-DYNA 10 درصد کمتر از مقادیر محاسبه

<sup>8</sup> Fung

شده توسط معادله (4) است. در مقابل رابطه (4) در نقاط داخل لایه‌های 1 و 2 صحیح نمی‌باشد. این نشان می‌دهد که نوعی پدیده موجی در شش مشاهده می‌شود، که این در تضاد با مشاهدات درباره دیواره قفسه سینه است.

### 3.10 انرژی منتقل شده به سیستم و سرعت در سطح شش

نتایج ارائه شده در بخش پیشین نشان می‌دهد که برای مقادیر بارگذاری استفاده شده، جابجایی‌های محاسبه شده کوچک هستند و در پی آن یک رابطه خطی بین حرکت دیواره قفسه سینه و مقدار فشار اعمال شده روی لایه 1 مشاهده شد. تا زمانی که این خاصیت خطی اعتبار داشته باشد (یعنی برای مقادیری از بارگذاری که به قدر کافی کوچک باشد) یک برآورد از مقدار فشار اعمال شده به صورتی که سرعت مورد نظر را در نقطه B ایجاد کند، قابل محاسبه است. مقدار مناسب فشار اعمال شده روی لایه 1 برای تولید سرعت 11 متر بر ثانیه در نقطه C، برای  $T=100$  میکروثانیه برابر 18 مگاپاسکال به دست آمده است. کل انرژی منتقل شده به ساختار کلی از طریق بارگذاری برابر با 12 ژول به دست آمده است. انرژی منتقل شده به ساختار لایه‌ای (یعنی انرژی جابه‌جا شده به وسیله موج فشاری اول) تنها یک قسمت بسیار کوچک از انرژی پرتابه کروی 7/62 میلی‌متری (3500 ژول) را نشان می‌دهد. بقیه انرژی اولیه یا در زره تلف می‌شود و یا به وسیله موج دوم منتقل می‌شود. اگرچه مقدار کوچک انرژی مربوط به موج اول می‌تواند سرعت‌های نسبتاً بالایی را در سطح لایه 3 در مقایسه با سرعت موج‌های طولی در شش ایجاد کند. مقایسه میزان انرژی منتقل شده به ساختار سه لایه برای هر دوره پالس نشان می‌دهد که میزان انرژی مورد نیاز برای یک سرعت خاص در سطح شش برای پالس‌های کوتاه نسبت به پالس‌های طولانی کمتر است. نتایج ما نشان می‌دهد که دوره پالس ضربه مربوط به موج فشاری اول باید برای حداقل شدن سرعت تولید شده در سطح شش بیشینه گردد.

### مراجع

1. Linden, E., R. Berlin, and B. Janzon, (1988), "Some observations relating to behind armor blunt trauma effects caused by ballistic impacts," J Trauma 27: S145-S148.
2. Research and Technology Organization. RTO technical programme and budget for 2002. Technical report, OTAN, 2002.
3. Sarron, J. , (2001) "La modélisation numérique dans la définition de nouvelles protections individuelles antibalistiques," L'Armenent, revue interne DGA: 54-61.
4. Fung, Yuan-cheng. Biomechanics: motion, flow, stress, and growth. Vol. 990. New York: Springer-Verlag, 1990.
5. van Bree JLMJ, Gotts PL. The 'twin peaks' of babb. In: Proceedings of the Personal Armour Systems Symposium 2000, Colchester, UK, 5-8 September 2000.
6. Cooper, G. J., et al., (1991), "The role of stress waves in thoracic visceral injury from blast loading: modification of stress transmission by foams and high-density materials," Journal of biomechanics 24.5: 273-285.
7. Fung, Y. C., et al., (1988), "A hypothesis on the mechanism of trauma of lung tissue subjected to impact load," Journal of biomechanical engineering 110.1: 50-56.
8. Bush, I. S., and S. A. Challener., (1998), "Finite element modelling of non-penetrating thoracic impact," INTERNATIONAL IRCOBI CONFERENCE ON THE 1998.

9. Stuhmiller, J. H., et al., (1988), "Computer modeling of thoracic response to blast," *Journal of Trauma and Acute Care Surgery* 28.1: S132-S139.
10. Stuhmiller, James H., et al., (1996), "A model of blast overpressure injury to the lung," *Journal of biomechanics* 29.2: 227-234.
11. Yen, R. T., Y. C. Fung, and S. Q. Liu., (1988), "Trauma of lung due to impact load," *Journal of biomechanics* 21.9: 745-753.
12. Sarron, J. C., et al. "Dynamic cone development in aramid plate, modeling of rear effects for individual protection," *Proceedings of the PAM Users Conference in Europe EuroPAM, Nantes, France. 2000.*
13. Fung YC. *Biomechanics; mechanical properties of living tissues.* New-York: Springer; 1993.
14. Wang H-CK. *The evaluation of blunt ballistic impacts of the thorax.* PhD thesis, Wayne State University, Detroit, 1995.
15. Raftenberg, Martin N., et al., (2001), "Blunt Trauma from Nonpenetrating Impact of Fabric Armor," *Proceedings of the 25th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, San Diego, USA.*
16. Hallquist JO. *LS-DYNA theoretical manual and keyword user's manual.* Technical report, Livermore Software Technology Corporation, 2001.
17. Yen, R. T., et al., (1986), "Speed of stress wave propagation in lung," *Journal of Applied Physiology* 61.2: 701-705.
18. Jahed, M. E. H. R. A. N., et al., (1989), "Propagation of stress waves in inflated sheep lungs," *Journal of Applied Physiology* 66.6: 2675-2680.
19. Grimal, Quentin, et al., (2004), "Finite element study of high-speed blunt impact on thorax: linear elastic considerations," *International journal of impact engineering* 30.6: 665-683.
20. van der Hijden JHMT, (1987), "Propagation of transient elastic waves in stratified anisotropic media," vol. 32. New York: Springer.