

افزایش درجه حرارت اندازه گیری شده از روشهای غیرتهاجمی در طول درمان حرارتی با استفاده از فراصوت پراکنده شده

چکیده

دانش کمی از توزیع فضایی از درجه حرارت بافت یک شاخص اساسی در پیشرفت درمان حرارتی است، و لازم است از ایمنی و اثر بخشی درمان اطمینان حاصل شود. تغییرات اندازه گیری شده در زمان حرکت مافوق صوت از مبدل تصویربرداری به محل های پراکندگی در داخل و اطراف منطقه گرم می تواند به طور بالینی تخمین مفید درجه حرارت را فراهم نماید که از آن دوز حرارتی در سراسر منطقه تصویربرداری را می توان به دست آورد. مطالعات قبلی اشاره کرده اند که مشکل در زمان حرکت معکوس برای به دست آوردن درجه حرارت، به دلیل عدم حساسیت در فاصله دما اغلب دربرگیرنده طیف درمانی است. در این کار از طریق آزمایش به روش آزمایشگاهی نشان داده شده که افزایش درجه حرارت را می توان با دقت از اندازه گیری اولتراسونیک در طول تحویل درمان و پس از فاز سرد شدن در درمان به دست آورد، با استفاده از داده های پراکندگی RF، جمع آوری شده توسط یک اسکنر تجاری و مدل انتقال حرارت. مشکل برآورد درجه حرارت به دو قسمت تقسیم شده است. آزمایشات غیرتهاجمی کالیبراسیون HIFU مقدم بر درمان برای تخمین ویژگی های بافت محلی مرتبط با مدل انجام می شوند و دوم افزایش دما در مدت درمان تخمین زده می شود. تغییرات در پاسخ دوز مشاهده شده به عنوان تغییرات مرتبط مستقیم در دامنه منبع گرمای HIFU مدلسازی می شود در حالی که فرض می شود که الگوی پرتوی اکوستیک ثابت است.

I. مقدمه

ظهور روش های غیر تهاجمی جراحی برای درمان سرطان از قبیل فراصوت شدت بالای متمرکز (HIFU) و دیگر

درمان های حرارتی موجب توسعه رویکردهای نظارتی جدید نزدیک برای هدایت و بازخورد شده است. مانیتورینگ ضروری است به دلیل اثرات ناهمگنی بافت، هر دو در محل درمان و در مسیر دخالت. برای آینده قابل پیش بینی، برنامه ریزی درمان نمی تواند همه تغییرات در دوز های محلی و (اثر گیاهی) ناشی از ناهمگونی ها را تعیین نماید. بنابراین، درمان موثر و کارآمد تنها زمانی امکان پذیر خواهد بود که روش های غیر تهاجمی اندازه گیری پاسخ بافت به قرار گرفتن در معرض درمان در دسترس باشند.

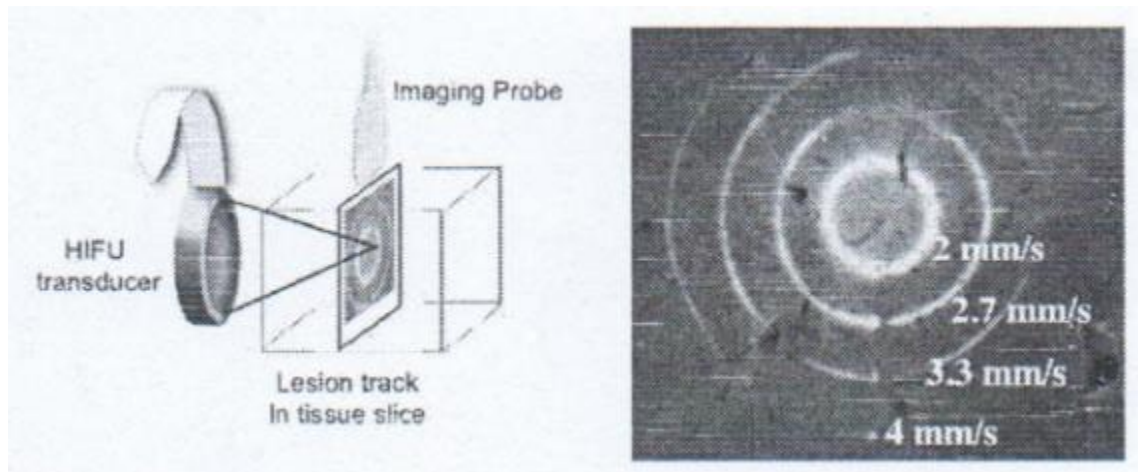
تصویربرداری با رزونانس مغناطیسی (MRI) در حال توسعه برای هدایت درمان حرارتی، توسط گروه های توسعه دهنده جراحی HIFU [1، 2] است. در حالی که MRL فراهم کننده کیفیت بالای اطلاعات تشخیصی و رهنمودی است، هنوز هم کند است (چند ثانیه در هر فریم) در تولید داده های دمایی دقیق، گران است، و محدودیت های قابل توجهی در طراحی دستگاه های روباتیک و تحویل انرژی که باید سازگار با زمینه های مغناطیسی RF ساخته شده باشد را با خود دارد. برای ارائه نرخ فریم ارزان و بالاتر جایگزین برای استاندارد طلا 'جریان هدایت MRI ما در حال توسعه روش های فراصوت برای نظارت بر زمان واقعی و غیرتهاجمی از درمان با HIFU هستیم. با این حال، چالش ها از عدم حساسیت از سرعت انتشار آکوستیک برای تغییرات در دما در محدوده ای بوجود می آیند که بافت منعقد شده است. هدف ما رسیدگی به این مشکل را با محدود نمودن وارونگی فشار RF با استفاده از مدل انتقال حرارت است. همچنین تشخیص شروع دقیق با استفاده از فراصوت پراکنده شده ممکن است. کاویتاسیون در درمان HIFU مهم است به علت حضور حباب های زیر که به احتمال زیاد تغییر در نرخ گرمایش محلی [3] را به وجود می آورند، و حباب های بزرگتر می توانند نشانه ای از جوش (نگاه کنید به مقاله همراه، [4]) را ارائه دهند.

2. پیش زمینه

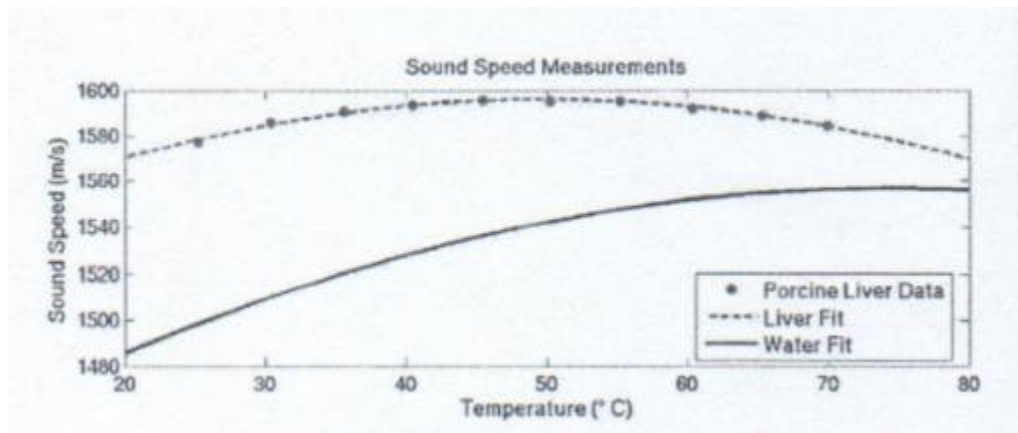
A. درمان از طریق کنترل HfFU

مطالعات قبلی ما از پروتکل های مبدل اسکن [5] نشان می دهد که حرکت مبدل HIFU در حالی که صوتی نمودن استفاده بهتر از زمان درمان را موجب می شود، در بخشی با بهره برداری از پدیده های غیر خطی در شدت بالای آکوستیک. این آزمایشات نشان دهنده تغییرات قابل توجهی در اثر گیاهی با توجه به شرایط قرار گرفتن در معرض

مداوم (شکل 1) است. مانیترینگ درجه حرارت در زمان واقعی ممکن است تنها راه برای انجام درمان های عملی و بهینه سازی ایمنی و اثر بخشی باشد.



شکل 1 آزمایش تشکیل ضایعه اسکن شده. قبل از اینکه آزمایشات HIFU در داخل بدن به استثنای کبد برای بررسی انجام شوند، ضایعات با حرکت سرعت ثابت از مبدل HIFU ایجاد شده نشان می دهد که قرار گرفتن یکنواخت منجر به اثر گیاهی یکنواخت می شود، حتی برای یک نوع بافت تک [HIFU]. [5] جابجایی مبدل HIFU همراه با مسیرهای عرضی مدور سمت چپ شکل بندی می شود، و نمونه ای از مسیرهای ضایعه در نتیجه در سمت راست ارائه شده است. قرار گرفتن بین شیارها با تغییر سرعت پیرامونی متغیر می شود (در حالی که حفظ قدرت ثابت HIFU). به وضوح می توانید تغییرات را در عرض ضایعه را در امتداد هر گونه مسیر معین ببینید. با توجه به چنین تغییری، حتی برای نوع بافت نسبتاً یکنواخت، نشان می دهد که درمان ایمن و کارآمد HIFU برای سرطان نیاز به نظارت زمان واقعی و بازخورد برای کنترل دوز است.



شکل 2. وابستگی دمایی سرعت صوت در آب و کبد تازه برداشته. اندازه گیری ها در حمام آب با درجه حرارت تنظیم شده با استفاده از روش فراصوت انتقال انجام شده اند. منحنی نشان دهنده چالش در استفاده از فراصوت هستند: عدم حساسیت و عدم یکنواختی.

B. درجه حرارت ناشی از تغییر زمان حرکت

بسیاری از خواص مکانیکی بافت های نرم کاملاً شبیه به آب است. در واقع، با توجه به وابستگی حرارتی چگالی و تراکم در آب، سرعت صوت آکوستیک $C(T)$ غیر یکنواخت است، نگاه کنید به شکل 2 برای تصویر سازی تابع تجربی $C(T)$ در آب و کبد تازه برداشته بدون گاز [6]. در حالی که ایده استفاده از تغییرات در سرعت صدا برای اندازه گیری دمای غیرتهاجمی جذاب است، حداکثر سرعت صوت در بافت (که در آن سرعت صدا غیر حساس به تغییرات دما است) در نزدیکی آستانه انعقاد و مانع وارونگی مستقیم اندازه گیری سرعت صوت برای برآورد درجه حرارت رخ می دهد. غلظت نسبی از بافت چرب بیشتر می تواند ارتباط [7]، و تغییرات بافت بین ارگان های مختلف را اصلاح نماید و و بین افراد باعث استفاده از اندازه گیری غیر تهاجمی زمان حرکت آکوستیک شود که ارتباط آن به تغییرات دمای مطلق بدون دانش مستقل از منحنی $C(T)$ بسیار دشوار است.

C. برآورد دما توسط ارتباط متقابل

برآورد درجه حرارت فراصوت نیاز به جمع آوری و پردازش شکل موج سیگنال RF دارد به این دلیل که تغییرات دما مربوط به آن در زمان حرکت پراکندگی بسیار کوچک است. تغییرات در زمان حرکت تغییر شکل به عنوان تغییر شکل جزئی موج پراکنده شده به عنوان بافت گرم به نظر می رسد. هنگام مقیاس بندی سرعت صوت متوسط، ما به این

اعوجاج زمان حرکت را "جابه جایی ظاهری" می نامیم و اشاره به مشتق زمان (مشتق در عمق تصویر) به عنوان "کرنش محلی" دارد. به طور کلی، ما از روش های همبستگی پردازش مانند موارد مورد استفاده در الاستوگرافی برای ردیابی شیفت اکو از مکان های خاص استفاده نموده ایم. تحقیقات گذشته به استفاده از فراصوت و به طور خاص برآورد درجه حرارت از روش های مشابه استفاده نموده اند [7، 9] اما به طور کلی تحقیقات آنها محدود به تغییرات کوچک درجه حرارت زیر آستانه انعقاد شده اند که در آن وارونگی دما، سر راست است.

ما جابجایی آشکار را با ردیابی تغییر زمان حرکت بین خطوط A متناظر بر روی داده های موقتی مجاور RF برآورد نموده ایم. به طور خاص، سری زمانی ولتاژ RF از نمونه های I/Q در هر خط اسکن بازسازی در هر فریم RF دوباره بازسازی می شوند و به یک سری از بخش ها با طول با 1 میلیمتر همپوشانی 20٪ تقسیم می شوند. برای هر بخش بر روی اسکن خط داده شده در یک قاب، همبستگی متقابل ID برای پیدا کردن بهترین تطبیق برای این بخش در منطقه جستجو تعریف شده در سراسر موقعیت مکانی در همان موقعیت فضایی قاب مجاور به دست آمده در زمان استفاده شده است. شیفت های زمان زیر نمونه با استفاده از یک نوار باریک چند جمله ای همسان در نقاط مختلف با ارتباط متقابل برآورد می شوند. شیفت زمانی در منطقه جستجو که برای آن بهترین تطبیق به دست آمد،

شکل 3 فریم های فیلم از آزمایش اسکن مدور. چند فریم از دایره اسکن HrFU تصویربرداری شده با استفاده از HDI 1000. ردیف بالا نشان دهنده عدم نشانه در حالت B، و ردیف پایین محلی تغییر زمان حرکت آکوستیک به دلیل افزایش درجه حرارت است، که با استفاده از همبستگی قاب به قاب متقابل RF برآورد شده است. کرنش ظاهری اندازه گیری شده مربوط به افزایش درجه حرارت کمتر از 10 درجه است و به آسانی تشخیص داده می شود.

که تغییر در زمان حرکت محلی است و منجر به جابجایی ظاهری برای بخش می شود. این روش برای تمام قطعات در یک قاب برای به دست آوردن D - 2 نقشه حرکت در زمان تغییر و تحول مربوط به دو فریم موقت RF مجاور تکرار می شود. جفت های پشت سر هم از قاب در مجموعه داده های به دست آمده در این راه پردازش، و در زمان برای ارائه نقشه های D - 2 از مجموع تغییرات مدت زمان حرکت انباشته شده برای به هر فریم داده شده یکپارچه شده است. در نهایت، برآورد کرنش (محلی) توسط تمایز در عمق با استفاده از الگوریتم حداقل مربعات به منظور کاهش اثرات سر و صدا

انجام می شود. به عنوان مثال نتیجه از این روش به عنوان یک تصویر برای اسکن HIFU مدور در شکل 3 ارائه شده است. این روش تصویربرداری فوری است به دلیل اینکه فراهم کننده یک تصویر با کنتراست بالا از منطقه گرم است که در حالت B قابل تشخیص نیست. با این حال ، این روش برای اندازه گیری دما به راحتی اتخاذ نمی شود به دلیل عدم آگاهی از نقشه برداری بین سرعت صدا (از این رو زمان حرکت) و درجه حرارت ، $C(T)$ ، و نه از روش قوی برای مقابله با حساسیت کم در مقدار درجه حرارت انعقاد.

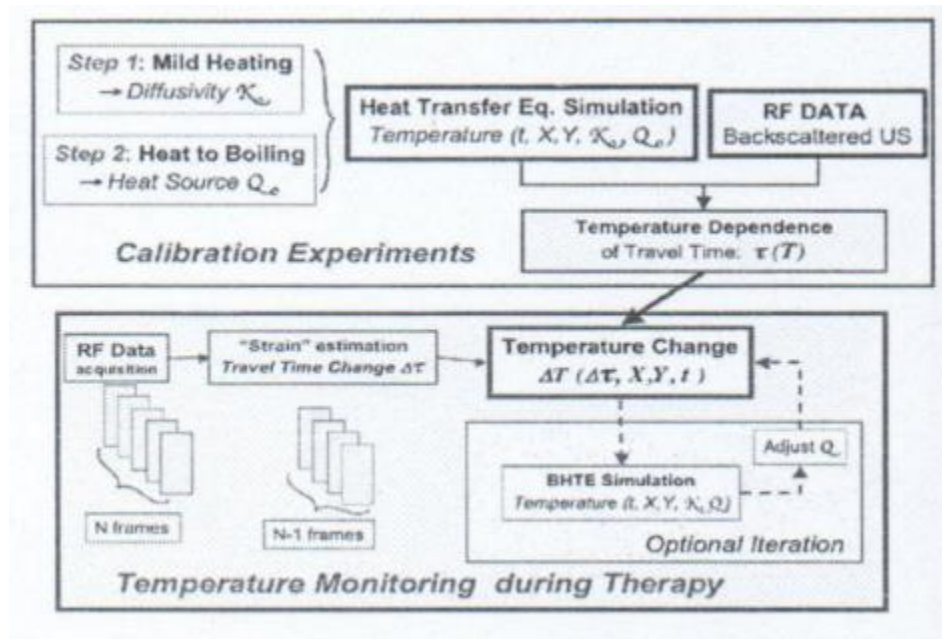
II. الگوریتم بر آورد درجه مبتنی بر مبدلها

A. مدل انتقال گرما

انتقال گرمای سپرده شده به طور اکوستیک در اینجا با استفاده از معادله انتقال حرارت در مبدلها فرض می شود که در آن افت شبکه خالص انرژی حرارتی وجود ندارد، و هدایت تنها مکانیزم انتقال است:

$$\frac{\partial T(X,t)}{\partial t} = K \nabla^2 T(X,t) + Q \cdot B(X). \quad (1)$$

دمای T یک تابع از هر دو فضا (توسط $3 - D$ بردار X استفاده می شود) و زمان، K نفوذ حرارتی، Q دامنه منبع حرارت با توجه به تبدیل اکوستیک قدرت حرارت در داخل پرتوی HIFU، است که توسط. تابع فضایی B مشخص می شود. ما فرض کنیم که هر دو K و Q محلی (در نزدیکی منطقه گرم) خواص بافت یکنواخت و ایزوتروپیک هستند، و با دما تغییر نمی کنند. علاوه بر این ، فرض کنیم که منبع حرارت با توجه به تبدیل قدرت اکوستیک به گرما توسط جذب تحت شرایط اکوستیک خطی است. ما درک می کنیم که این فرضیات باید در بافت های مورد علاقه ارزیابی، در هر دو بافت برداشته ارزیابی شود که در آن هیچ خونرسانی وجود ندارد و در شرایط غیرآزمایشگاهی که در آن بسیاری از عوامل ممکن است روی اعتبار خود تاثیر می گذارد. رفتار غیر خطی میدان صوتی به احتمال زیاد تا حدی، اتفاق می افتد



شکل 4. بلوک دیاگرام برای نظارت بر دما از درمان گرمایی. برای مدرج نمودن دوز برای شرایط محلی، دو مواجهه اولیه کالیبراسیون با استفاده از HIFU انجام شده است. اول از قرار گرفتن در معرض در حد متوسط را استفاده می کند و میزان سرمایش و گرمایش را در یک رژیم خطی مشاهده می کند. قرار گرفتن در معرض دوم محلی را درجه حرارت تا نقطه جوش افزایش می دهد، که کشف شده توسط حالت "روشن" B و تشخیص فرکانس از انتشار "ظاهری" صوتی است. نظارت در طی درمان حاصل با دستیابی به دنباله ای از فریم RF Us اقدام می شود، که با کرنش ظاهری و معکوس افزایش درجه حرارت برآورد می شود. استفاده بیشتر از در مبدلها مدل سازی تنوع فضایی از دامنه منبع گرما Q را فراهم می کند.

اما ما باور نمی کنیم که این تغییر قابل توجه در روش وجود داشته باشد به دلیل اینکه هر دو Q و B (به نمایندگی از نرخ رسوب گرمای HIFU) می تواند برای در نظر گرفتن غیر خطی بودن تنظیم شود.

B. وابستگی درجه حرارت برای سرعت صدا

تغییرات سرعت صوت با دما را به خوبی می توان توسط یک چند جمله ای ساده درجه دوم مدل سازی می کند، که در آن ضرایب معادله ثابت در فضا و زمان ثابت فرض می شوند.

$$c(T) = \alpha T^2 + \beta T + \gamma. \quad (2)$$

به علاوه ، فرض کنیم که $0 >$ ، و اوج تابع در درجه حرارت متفاوت از دمای اولیه (اتاق یا دمای بدن) رخ می دهد.

C طرح کلی الگوریتم

روش برآورد درجه حرارت در شکل 4 مشخص شده است. برای این فرآیند دو اقدام "کالیبراسیون" قبل از درمان ضروری هستند که مقادیر محلی برای یا مبدلها پارامترهای K HTE و Q تعیین می شوند: این دو پارامترها را می توان در نقاط منفرد در سراسر منطقه مورد علاقه اندازه گیری نمود، و بافت و خصوصیات مسیر آکوستیک لازم برای برنامه ریزی دقیق و اجرای درمان را ارائه می کند. کالیبراسیون نیز پارامترهای منحنی محلی C (T) (مربوط به R (T) در شکل 4) تخمین می زند که برای نظارت بر درجه حرارت در طی درمان استفاده می شود. ما روش های غیر تهاجمی برای این منظور را توسعه داده ایم که در مقاله همراه شرح داده شده است [4].

D. برآورد وابستگی سرعت صوت به دما

روند تعیین ضرایب در (2) با استفاده از فراصوت پراکندگی به شرح زیر است:

1. برای هر مکان خط مقیاس داده شده از طریق بافت، جمع آوری سیگنال RF از دو فریم مختلف گرفته شده در زمان های (RFI) (TL) و (RF2) (T2). اغلب ، TL برای قاب جمع آوری شده قبل از و یا بلافاصله پس از قرار گرفتن در معرض آغاز HIFU گرفته شده است.

2. ارزشهای داده شده برای K، Q، (همانطور که از آزمایش کالیبراسیون مشخص شده) ، و هندسه پرتو B ، درجه حرارت پروفایل برای خط مقیاس در دو زمان محلی را با قاب با استفاده از مبدلها محاسبه کنید. فرض شده است که این شبیه سازی میدان دما به نمایندگی از تکامل دمای واقعی در بافت است و برای کرنش مشاهده شده برای تعیین تابع C (T) مقایسه می شود.

3. به طور تکرارشونده مقادیر ضرایب را که منجر به بهترین بازی بین شکل موج های سیگنال RF برای میدان درجه حرارت داده شده در گام 2 می شود تعیین نمایید، که در آن تابع هدف برای بهینه سازی از ضریب همبستگی استفاده می کند. این روش شامل تغییر شکل مکرر خط RFI تا زمان اعمال نتایج تغییر شکل در بهترین مطابقت با RF2 است.

E. برآورد درجه حرارت

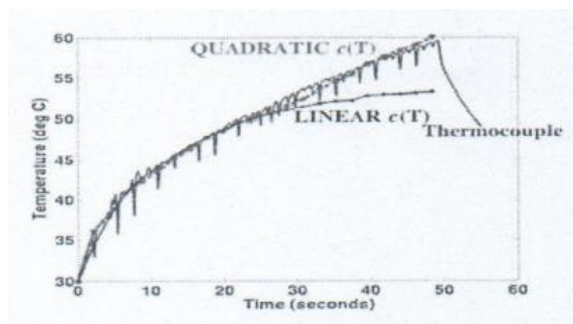
این "تابع انتقال" بهینه $C(T)$ که سرعت صوت آکوستیک را به دما می نگارد می تواند برای تفسیر کرنش های مشاهده شده و برآورد درجه حرارت در داخل و در نزدیکی منطقه تحت درمان با مورد استفاده قرار گیرد. این مهم است را که برآورد سر راست درجه حرارت بتواند به سادگی توسط شبیه سازی حرارت عددی انجام می شود با استفاده از مقادیر برای K و Q توسط آزمایش کالیبراسیون، بدون رفتن را از طریق روند برآورد $C(T)$ مشخص شود. با این حال، اجازه تغییر در دوز حرارتی زمانی که تمرکز HIFU از نقطه به نقطه دیگر بافت منتقل می شود، مقدار Q مجاز به تغییر در طول فواصل بزرگتر از منطقه فاصله کانونی گرم کردن می شود. ما اعتقاد داریم که تصادفی بودن اندازه ضایعات مشاهده شده در آزمایش بافت را می توان توسط مدل نوسانات فضایی اندازه منبع حرارت اعمال شده به محیط یکنواخت مدلسازی نمود. بنابراین، ما مقدار محلی Q را با استفاده از روش برآورد درجه حرارت، با الزام $C(T)$ شناخته شده از آزمایش کالیبراسیون حل می کنیم. در این کار، مدل HTE که دوز واقعی را شبیه سازی می کند که می تواند به عنوان پیشرفت درمان HIFU به روز شود که منعکس کننده تغییر فضایی مشاهده شده از منابع گرمای تعیین شده از $backscatter$ اندازه گیری است. این اطلاعات در نهایت برای انطباق تنظیمات HIFU برای قرار گرفتن در جبران برای مشاهده نوسان در Q و در نتیجه دستیابی به نقطه انتهایی مطلوب درمانی مورد استفاده قرار می گیرد.

روش شرح داده شده در بالا برآورد دما در سراسر محدوده درمانی، از جمله بخشی که در آن فراصوت حساس به تغییرات در دما وجود دارد را فراهم می کند. این ویژگی یک نتیجه محدود از راه حل با استفاده از HTE است که فراهم کننده فیلتر "فضایی صاف و زمانی" برای میدان دما، با استفاده از محدودیت های فیزیکی تحمیل شده توسط انتشار گرما است. فرض مورد نظر که منبع حرارت ناشی از الگو پرتوی HIFU شناخته شده است مهم است، و درجه ای که تنوع در الگوی پرتو (به دلیل اعوجاج توسط ناهمگونی بافت و توسط غیر خطی آکوستیک) را می توان توسط یک مقیاس بندی ساده در دامنه Q بررسی نمود.

IV. آزمایشات فانتوم GEL

فراصوت RF (US) (ATL HDI 1000) در طی و بعد از مواجهه حرارتی در 2 تا 10 فریم / دوم، در بافت

تقلیدکننده از فانتوم ساخته شده از آلزینات به دست آمد. این آزمایش ها با استفاده از منبع گرمای 3.5 مگاهرتز HIFU (انجام شد مدل SU - 107 ، مفاهیم صوتی، Woodinville، WA) در طیف وسیعی از شدت و زمان قرار گرفتن انجام شد. پردازش فریم های RF آنلاین با استفاده از نرم افزار MATLAB انجام شد. آزمایش کالیبراسیون همانطور که در بالا و در [4] و دو نوع توصیف شده



شکل 5. مقایسه بین داده های ترموکوپل و فراصوت بر اساس برآورد درجه حرارت با استفاده از برآورد کرنش پس از نگاشت کرنش دما است. اهمیت این اصطلاح درجه دوم با دما افزایش می یابد.

آزمایش برآورد دنبال شد. یک مطالعه در پی برآورد درجه حرارت داده شده به طور مستقل اندازه گیری شده $C(T)$ بود، و از سوی دیگر مطالعه حاضر به کاوش در برآورد $C(T)$ پرداخت همانطور که در (2) پارامتری شده است. ترموکوپل ها برای اندازه گیری درجه حرارت به طور مستقیم در مکان های نزدیک به تمرکز HIFU، در صفحه تصویربرداری مورد استفاده قرار گرفت.

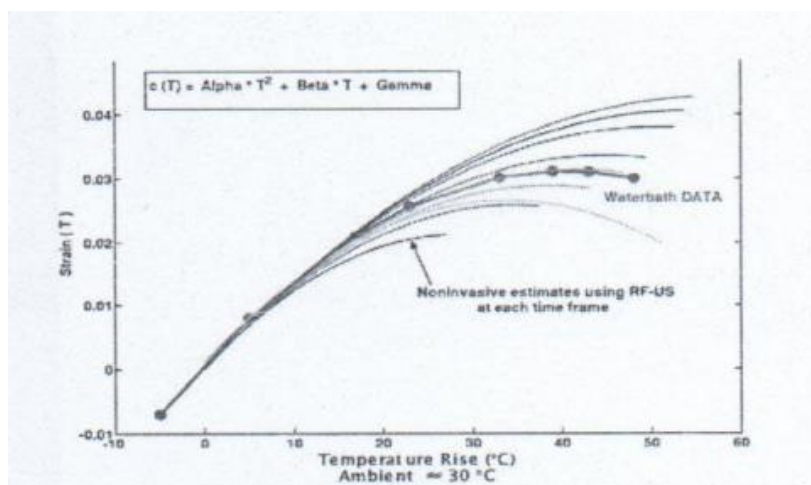
شکل 5 نشان دهنده نقش این اصطلاح درجه دوم در (2) برای برآورد درجه حرارت است. در اینجا، فشار به صراحت با استفاده از روش همبستگی متقابل (بخش دوم - C) برآورد شد، و سپس به درجه حرارت با استفاده از پارامترهای اندازه گیری $C(T)$ برای ژل آلزینات که رفتار بسیار شبیه به آب دارد نگاشت شد [4]. ما مشاهده کردیم که درجه حرارت بسیار دقیق برای افزایش درجه حرارت متوسط با استفاده از تقریب خطی تخمین زده ، اما اصطلاح درجه دوم برای دقت بالاتر از 50 C. درجه زیر مورد نیاز است

روش مورد استفاده به منظور برآورد پارامترهای $C(T)$ در مراحل اولیه توسعه است. استفاده از یک خط A از هر یک از یک جفت از قاب در یک زمان ، بهترین مجموعه ضرایب تناسبی؛ β و α به دست آمد و برآورد منحنی $C(T)$ در

مقایسه با داده ها به طور مستقل اندازه گیری شده قرار گرفت (ترسیم شده به عنوان فشار در شکل 6). در فریم های اولیه، قبل از افزایش درجه حرارت 25 درجه (تا 50 درجه سانتی گراد) در منطقه فاصله کانونی، کرنش شامل اطلاعات کمی برای اصطلاح درجه دوم محدود بود. زمانی که دما به منطقه غیر خطی افزایش می یابد (به عنوان مثال بیش از 35 درجه افزایش به حدود C0 65) منحنی برآورد شده $C(T)$ به وابستگی درست می رسد، اما همگرایی به جز در منطقه خطی به نظر نمی رسد. روش برآورد شده برای بهبود در دقت با استفاده از اطراف خطوط مقیاس و با وزن مناسب از اطلاعات از فریم های متفاوت انتظار می رود

۷. نتیجه گیری

برآورد درجه حرارت در طول HIFU درمان با استفاده از RF فراصوت پراکنده شده بسیار امیدوار کننده است، حتی اگر مشکل ذاتا به دلیل به چالش کشیدن عدم حساسیت وابستگی دمایی سرعت صدا $C(T)$ در طیف درمانی بحرانی باشد. تغییرات دمای ناشی شده در زمان حرکت با استفاده از یک اسکنر تجاری در آب بر اساس فانتوم و در بافت کبد تازه برداشته حیوان اندازه گیری شده است. تصویربرداری این تغییرات تا حد زیادی بهبود را تجسم مناطق درمان شده را در مقایسه با حالت B اکوگرافیک فراهم می کند. ما افزایش دمای را با ترکیب اطلاعات فشار RF با یک مدل انتقال حرارت برآورد نموده ایم. در الگوریتم شرح داده شده در اینجا، پارامترهای معادله انتقال حرارت در HTE و پارامتر C (T) در مراحل کالیبراسیون قبل از درمان تخمین زده می شوند که شامل نظارت و تجزیه و تحلیل پراکندگی RF از دو آزمون مواجهه HIFU می شود.



شکل 6. تخمین پارامترهای $C(T)$ از فراصوت پراکنده

این اطلاعات با زمان واقعی داده های RF به منظور برآورد درجه حرارت در طی درمان را تحت این فرض که پارامترها در زمان ثابت و یکنواخت در فضا هستند مورد استفاده قرار می گیرد. در حال حاضر، تنها تغییر در میزان Q منبع حرارت ناشی از HIFU با توجه به ناهمگونی در نظر گرفته شده است، و می تواند با استفاده از یک روش مشابه، برای نظارت بر درمان به دست آید. دقت برآورد درجه حرارت در داخل درجه برای آزمایش فانوم است که در آن $C(T)$ شناخته شده است، اما تحقیقات بیشتر برای ارائه برآورد قوی $C(T)$ با حرارت دادن HIFU مورد نیاز است.

REFERENCES

- [1] K. Hynynen, O. Pomeroy, D. N. Smith, P. E. Huber, N. J. McDannold, J. Kettenbach, J. Baum, S. Singer, and F. A. Jolesz, "MR imaging-guided focused ultrasound surgery of fibroadenomas in the breast: a feasibility study," *Radiology*, vol. 219, pp. 176-85, 2001.
- [2] C. Damianou, M. Pavlou, O. Velez, K. Kyriakou, and M. Trimikliniotis, "High intensity focused ultrasound ablation of kidney guided by MRI," *Ultrasound Med Biol*, vol. 30, pp. 397-404, 2004.
- [3] R. G. Holt and R. A. Roy, "Measurements of bubble-enhanced heating from focused, MHz-frequency ultrasound in a tissue-mimicking material," *Ultrasound Med Biol*, vol. 27, pp. 1399-412, 2001.
- [4] A. Anand and P. J. Kaczkowski, "Non-invasive measurement of in situ thermal diffusivity and local heat source using backscattered ultrasound for thermal therapy planning and monitoring," *IEEE Ultr. Symp.*, 2004.
- [5] P. J. Kaczkowski, M. A. Andrew, A. B. Brayman, S. G. Kargl, B. W. Cunitz, C. Lafon, V. A. Khokhlova, and L. A. Crum, "In Vitro Examination of Non-linear Heat Deposition in HIFU Lesion Formation," *2nd Int. Symp. Therapeutic Ultrasound (ISTU)*, Seattle, WA, 2003.
- [6] S. H. Bloch, M. R. Bailey, L. A. Crum, and P. J. Kaczkowski, "Measurements of sound speed in excised tissue over temperatures expected under high-intensity focused ultrasound conditions," *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 103, 1998.
- [7] N. R. Miller, J. C. Bamber, and P. M. Meaney, "Fundamental limitations of noninvasive temperature imaging by means of ultrasound echo strain estimation," *Ultrasound Med Biol*, vol. 28, pp. 1319-33, 2002.
- [8] J. Ophir, S. K. Alam, B. Garra, F. Kallel, E. Konofagou, T. Krouskop, and T. Varghese, "Elastography: ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues," *Proc Inst Mech Eng [H]*, vol. 213, pp. 203-33, 1999.
- [9] R. Seip and E. S. Ebbini, "Noninvasive estimation of tissue temperature response to heating fields using diagnostic ultrasound," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 42, pp. 828-39, 1995.