



Effect of Ultrasonic Scalpel Parameters on Vessel Sealing and Thermal Effects

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Hasani Z.¹,
Abedini R.^{1*}

How to cite this article

Hasani Z, Abedini R, Effect of Ultrasonic Scalpel Parameters on Vessel Sealing and Thermal Effects. Modares Mechanical Engineering; 2024;24(04):259-267.

¹ School of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Engineering, Tehran, Iran.

*Correspondence

Address: School of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Engineering, Tehran, Iran.

rezvanabedini@iust.ac.ir

Article History

Received: March 2, 2024
Accepted: August 5, 2024
ePublished: August 13, 2024

ABSTRACT

New surgical technologies are continuously being developed to enhance control during operations and mitigate injuries resulting from surgical procedures. One such advancement is the ultrasonic laparoscopic surgical tool known as the ultrasonic scalpel, which is designed to minimize surgery-related injuries when used alongside conventional tools. Establishing optimal input parameters for this ultrasonic instrument not only enhances operational reliability but also decreases the risk of resultant injuries. Ongoing research investigates the impact of varying power and duration of ultrasonic vibrations, along with the equivalent energy input into the blood vessel during surgery, on tissue mechanical characteristics and thermal effects. This study assesses the ability of sheep carotid artery tissues to withstand blood pressure within the vessel and examines thermal damage through pressure testing and optical imaging. Findings indicate that maintaining constant time at specific power yields maximum pressure tolerance at optimal power levels. However, varying the time at specific power settings produces different effects. For instance, the highest blood pressure resistance, at 1100 mmHg, was observed at 44 Watt of power over a 10 second duration at 10 newton. Furthermore, results demonstrate that increased energy input correlates with heightened thermal damage to surrounding tissues during the operation.

Keywords Vessel Sealing, Ultrasonic Surgical Device, Thermal Damage, Ultrasonic Scalpel, Mechanical Strength.

CITATION LINKS

1- Ultrasonic Surgical Machine , 2- Development and application of ultrasonic surgical instruments , 3- Power Ultrasonics , 4- Review of the design of power ultrasonic generator for piezoelectric transducer. 5- Oxford textbook of fundamentals of surgery. 6- Laparoscopic surgery: a qualified systematic review. 7- Recent technical developments in the field of laparoscopic surgery: a literature review 8- Principles of laparoscopic surgery. 9- Robotic surgery techniques to improve traditional laparoscopy 10- Electrosurgery and clinical applications of electrosurgical devices in gynecologic procedures 11- Electrosurgery, StatPearls, Treasure Island 12- Current and future clinical applications of high-intensity focused ultrasound (HIFU) for pancreatic cancer 13- A novel phacoemulsification needle with scissor-... 14- Hemostasis with the ultrasonic scalpel 15- The use of ultrasonic bone scalpel (UBS)... 16- Ultrasonics: fundamentals, technologies, and applications 17- Electrosurgery: part I 18- Microwaves create larger ablations than radiofrequency when controlled for power in ex vivo tissue 19- Microwave tissue ablation: biophysics, technology, and applications 20- Vessel sealing device using microwave and high frequency current 21- Ultrasonic energy vs monopolar electrosurgery in laparoscopic cholecystectomy 22- The invention of microwave surgical scissors for seamless coagulation and cutting 23- Hemostasis with the ultrasonic scalpel 24- Preliminary simulation and optimization design of ultrasonic harmonic scalpel 25- Computational simulations ... 26- Rapid sealing of porcine ... 27- Routine laboratory tests to risk-stratify patients ... 28- Laparoscopic ultrasonic dissectors: technology.. 29- Tissue Preservation and Factors... 30- Blood perfusion and transcuteaneous...

تاثیر پارامترهای عملکردی ابزار جراحی فراصوتی بر قابلیت تحمل فشار و آسیب حرارتی در رگ

زهرا حسنی^۱، رضوان عابدینی^{۱*}

^۱ مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

چکیده

فناوری‌های جراحی نوین با هدف افزایش راحتی و قابلیت کنترل عملیات حین عمل و کاهش صدمات حاصل از عمل جراحی در حال توسعه می‌باشند. ابزار جراحی لاپاراسکوپیک فراصوتی یک فناوری نوین جهت کاهش صدمات حاصل از عمل جراحی می‌باشد. دستیابی به پارامترهای ورودی مناسب در ابزار جراحی فراصوتی، باعث افزایش قابلیت اطمینان عمل و کاهش صدمات حاصل می‌شود. در پژوهش حاضر با ثابت نگه داشتن نیروی اعمالی بر بافت رگ، اثر تغییر معیار توان و زمان اعمال ارتعاشات فراصوتی و معادل آن انرژی ورودی به رگ در عمل جراحی، بر استحکام مکانیکی اتصال بافت و اثرات حرارتی عمل مورد ارزیابی قرار گرفته است. بدین منظور قابلیت تحمل فشار خون در سرخرگ کاروتید مشترک گوسفند و آسیب حرارتی (سوختگی) ناحیه تحت عمل به ترتیب توسط آزمون فشار و بررسی تصویر اثر حرارتی مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج پژوهش نشان داده است که در یک زمان مشخص، یک توان بهینه برای دستیابی به بیشترین قابلیت تحمل فشار بدست آمده است. اما با ثابت نگه داشتن توان، معیار زمان تاثیر یکسانی بر قابلیت تحمل فشار رگ نداشته است. بیشترین مقدار تحمل فشار رگ برابر با ۱۱۰۰ میلیمتر جیوه در توان ۴۴ وات و زمان ۱۰ ثانیه در نیروی ۱۰ نیوتن بدست آمد. نتایج نشان داد با افزایش انرژی ورودی، میزان آسیب حرارتی به بافت اطراف نیز افزایش می‌یابد.

کلیدواژه‌ها: چاقوی جراحی فراصوتی، برش و انعقاد رگ، آسیب حرارتی، استحکام مکانیکی.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۱۲/۱۲

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۰۵/۱۵

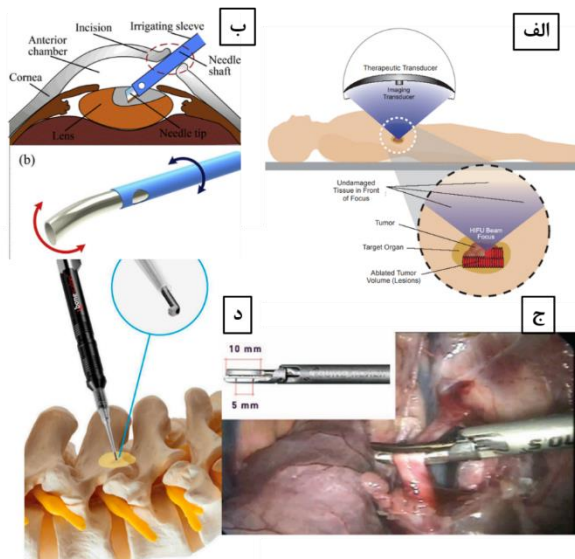
*نویسنده مسئول: rezvanabedini@iust.ac.ir

۱- مقدمه

در سال‌های اخیر پیشرفت فناوری مبتنی بر تحقیق و توسعه، باعث تسهیل در روند عمل‌های جراحی شده است [1-3]. امروزه به طور متداول برای عمل‌های جراحی از چاقوی جراحی و یا الکتروسرجری استفاده و برای جلوگیری از خون‌ریزی بیمار از هموکلپس‌ها و یا روش سنتی بخیه زدن بهره برده می‌شود [4,5]. جراحی‌های پزشکی عموماً به جراحی‌های باز و بسته تقسیم می‌شوند. جراحی لاپاراسکوپیک (Laparoscopy) یکی از زیرمجموعه های جراحی‌های بسته می‌باشد. دوره نقاهت جراحی به روش لاپاراسکوپیک به دلیل برش‌ها و بخیه‌های کمی که در ناحیه درمان ایجاد شده، بسیار کوتاه است [6-8]. فناوری و حوزه‌های تحقیقاتی و تجاری‌سازی نوین در جراحی‌های لاپاراسکوپیک شامل

الکتروسرجری، جراحی به کمک ربات‌ها و جراحی فراصوتی می‌باشند [9-11].

امروزه ابزارهای جراحی فراصوتی کاربرد وسیعی در صنعت پزشکی از جمله (۱) اعمال انرژی متمرکز فراصوتی در درمان سرطان (شکل ۱-الف) [12]، (۲) از بین بردن بافت‌های ناخواسته مانند چربی زدایی فراصوتی، خارج کردن آب مروارید از چشم (شکل ۱-ب) و یا تومور سرطانی از بدن [13]، (۳) ابزار سوراخکاری و تراش بافت سخت مانند ابزار داندانپزشکی فراصوتی (شکل ۱-ج) [14] و (۴) برش و دوخت بافت‌های نرم توسط چاقوی جراحی فراصوتی (شکل ۱-د) [15] دارند. از جهت نوع بافت (نرم یا سخت) تعامل و مکانیزم اثرگذاری فراصوت با بافت‌های حیاتی متفاوت است. در کاربردهای مختلف جراحی پزشکی وابسته به نوع بافت، با تغییر در فرکانس رزونانس، دامنه، شکل مود ارتعاشی و شکل ابزار انتهایی می‌توان به مکانیزم‌های عملکردی متفاوتی دست یافت [16].



شکل ۱ فناوری‌های کاربردی جراحی فراصوتی: (۱) اعمال انرژی متمرکز فراصوتی در درمان سرطان [12]، (۲) استخراج آب مروارید از چشم [13]، (۳) ابزار جراحی بافت نرم برای دوخت و برش رگ [14] و (۴) ابزار برش و تراش بافت سخت مانند استخوان [16]

در عمل جراحی فراصوتی انرژی ارتعاشی توسط یک منبع تغذیه فرکانس بالا تولید شده و با استفاده از یک ترانس‌دیوسر فراصوتی به ارتعاشات مکانیکی با دامنه در حدود چند ده میکرون تبدیل می‌شود. این ارتعاشات از طریق بوستر تقویت کننده دامنه و هورن (ابزار فراصوتی) به بافت منتقل می‌شود. ابزار فراصوتی در پایین و تیغه اعمال نیرو در بالا، بافت یا دیواره‌ی رگ را با یک فشار ثابت را نگه می‌دارند. انتقال انرژی ارتعاشی فراصوتی با بافت از این طریق موجب ایجاد حرارت و اتصال و بسته شدن دیواره‌های رگ می‌شود. در مقایسه‌های صورت گرفته بین روش‌های جراحی، مزایایی مانند سرعت عمل بالا و کاهش مقدار خون‌ریزی و

ظریف و شکننده می‌شوند و تشریح آن‌ها در خارج از بدن موجود زنده دشوار است. بنابراین، وریدها بیشتر در شرایط فیزیولوژیکی مناسب داخل بدن (In vivo) ارزیابی شده اند [26-28].

جدول ۱) خلاصه‌ای از روش کار و نتایج عمل جراحی فراصوتی بر روی رگ

نویسندگان	روش کار	نتایج
عسگری (۲۱)	مقایسه الکتروسرجری با چاقوی جراحی فراصوتی	کمتز نمودن آسیب حرارتی و اثرات بافتی و افزایش دقت با چاقوی فراصوتی
تانی (۲۲)	بررسی برش و انعقاد	انعقاد و برش برای عروق کوچک با قطر یک الی ۲ میلی‌متر را در ۵ ثانیه و عروق متوسط با قطر ۳-۴ میلی‌متر را در ده ثانیه
کریپسی (۲۳)	ارزیابی برش و بستن عروق در قطرهای متفاوت	نتایج مثبت برای برش و بستن عروق بین ۲-۱۰ میلی‌متر
لی (۲۴)	بهینه‌سازی به روش کاهش قطر و ضخیم شدن سیلندر	کاهش ارتعاش شعاعی و تنش میله ابزار
رخمندی و ماساهی (۲۰)	بررسی تحمل فشار رگ بسته شده	قابلیت تحمل تا ۲۰۰ میلی‌متر جیوه

در پژوهش حاضر کاربرد چاقوی جراحی فراصوتی در عمل‌های لاپاراسکوپی جراحی با هدف دوخت و انعقاد سرخرگ کاروتید مشترک (Carotid artery) گوسفند در خارج بدن مورد توجه قرار گرفته است. بدین منظور اثر پارامترهای ورودی عملیات شامل توان و زمان بر پارامترهای خروجی عمل جراحی برش و دوخت رگ، شامل فشار قابل تحمل و میزان آسیب حرارتی رگ مورد بررسی قرار گرفته است. برای تعیین وضعیت بهینه پارامترها طبق پیش‌آزمون‌های انجام گرفته شده محدوده پارامترهای ورودی تعیین شده است. مقدار فشار از طریق آزمون فشار و باز شدن دیواره رگ و همچنین مقدار آسیب حرارتی بافت رگ از طریق تحلیل نتایج تصویر آن و تعیین محدوده‌ی سوختگی انجام گرفته است. در نهایت ارتباط بین مقدار فشار قابل تحمل و مقدار سوختگی مورد ارزیابی قرار گرفت.

۲- روش اجرای کار

برای اجرای آزمون تجربی دو چیدمان راه اندازی شده است: (۱) چیدمان اجرای برش و دوخت رگ و (۲) چیدمان آزمون تحمل فشار رگ و تعیین میزان آسیب حرارتی. آزمون‌های تجربی انجام گرفته شامل سه بخش است. بخش اول با تغییر توان منبع تغذیه و مدت نگه داشتن رگ‌ها بر روی چاقوی جراحی انجام گرفت. در بخش دوم از روی تصاویر رگ‌های دوخته شده، میزان آسیب حرارتی اندازه‌گیری شد. در مرحله آخر با اعمال فشار هوا، میزان تحمل فشار در رگ‌های بسته شده اندازه‌گیری شد.

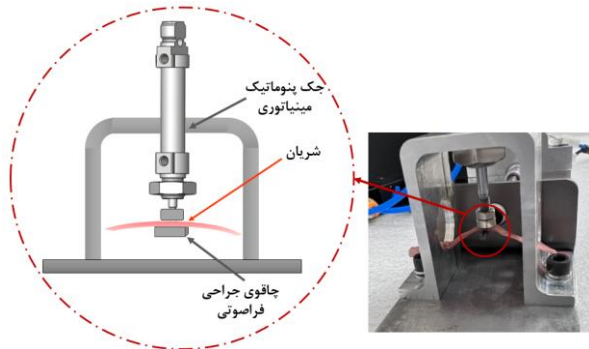
همچنین عدم سوختگی بالا و برق گرفتگی بیمار و دوره نقاهت کم، موجب شده که روش جراحی فراصوتی نسبت به دیگر روش‌ها برتری داشته باشد [17-20].

عسگری و همکاران برای مقایسه‌ی عملکرد چاقوی جراحی فراصوت و الکتروسرجری در عمل جراحی برای درمان سنگ‌های کیسه صفرا، عمل جراحی ۷۸ بیمار را بررسی نمودند. نتایج نشان داد الکتروسرجری دارای عوارضی مانند باقی‌ماندن اثر حرارتی انرژی در محل جراحی (منجر به تخریب بافت ناحیه‌ی جراحی) و همچنین اثرات بافتی مانند سوراخ شدن کیسه صفرا طی جداسازی می‌باشد. درحالی که استفاده از چاقوی جراحی فراصوت با دقت بالاتر در برش، آسیب‌های حرارتی کمتری را ایجاد کرده و ناحیه‌ی کوچکتری از بافت را تخریب می‌نماید [21]. تانی و همکاران چاقوی جراحی فراصوتی را طراحی کردند، که باعث برش و انعقاد همزمان بدون درز در رگ‌های خونی می‌شود. طبق نتایج به‌دست آمده، این چاقو می‌تواند عروق کوچک با قطر یک الی ۲ میلی‌متر را در پنج ثانیه و عروق متوسط با قطر سه الی چهار میلی‌متر را در ده ثانیه برش دهد و به طور همزمان باعث بستن رگ‌ها شود [22]. کریپسی و همکاران برای ارزیابی برش و بستن عروق در قطرهای متفاوت برای حیوانات بررسی‌هایی را انجام داده‌اند. عروق با قطرهای بین دو تا ده میلی‌متر مورد بررسی قرار گرفت. برای ۱۰ برش تصادفی، ابزار جراحی فراصوتی موثر و سریع بود، بدون خونریزی فوری یا تاخیری عمل کرد. به علاوه، بخیه و هموکلیپس برای کنترل خونریزی مورد نیاز نبود و همچنین هیچ خونریزی در عروق بسته شده تا قطر ۸ میلی‌متر مشاهده نشد [23]. لی و همکاران در راستای بهینه‌سازی ابزار جراحی فراصوت تغییراتی را در ابزار ایجاد کردند، بهینه‌سازی شامل کاهش قطر سر چاقوی جراحی و افزایش قطر در گره‌ی جابجایی شعاعی و تغییر سر ابزار متقارن بود. به‌طوری که ارتعاش شعاعی و تنش میله ابزار کاهش یافت و آنها بیان داشتند ساختار سر ابزار نامتقارن می‌تواند ارتعاش شعاعی آن را افزایش دهد [24]. رخمندی و ماساهی میزان تحمل فشار رگ بسته شده خوک توسط جراحی فراصوتی را بررسی نمودند. فشار اعمال شده توسط یک سنسور فشار کنترل شد. فشار اعمال شده به تدریج افزایش یافت تا زمانی که رگ‌های خونی بسته شده دچار نشت شوند. فشار متوسط درست قبل از نشت هوا از رگ‌های بسته شده، برابر ۲۰۰ میلی‌متر جیوه بوده است. از آنجا که بالاترین فشار خون انسان ۱۸۰ میلی‌متر جیوه است، نتایج نشان داد این دستگاه قابلیت آب‌بندی عروقی را به طور کافی دارد [20,25]. در جدول ۱ خلاصه روش کار و نتایج محققان در زمینه عمل جراحی فراصوتی بر روی انواع بافت ارائه شده است.

رگ‌های موجودات زنده از شریان و وریدها تشکیل شده است. شریان‌ها به دلیل این که از دیواره‌های ضخیم و عضلانی تشکیل شده‌اند می‌توانند فشارهای فیزیولوژیکی بالاتری را نسبت به وریدها تحمل کنند. از طرفی، وریدها پس از توقف جریان خون،

۱-۲- اجرای عمل دوخت فراصوتی رگ

در پژوهش حاضر، عمل دوخت بر روی سرخرگ کاروتید مشترک گوسفند در خارج بدن انجام گرفته است. باتوجه به عملکرد چاقوی جراحی فراصوتی، چیدمانی طراحی و ساخته شد که با اعمال فشار ثابت در کنار اعمال ارتعاشات فراصوتی به طور همزمان امکان برش و بسته شدن (دوخت) رگ را فراهم نماید. برای اعمال ارتعاشات فراصوتی از ابزار جراحی فراصوتی با توان ۸۰ وات و فرکانس ۵۵ کیلوهرتز استفاده شد. اجزای اصلی چاقوی جراحی شامل ترنسدیوسر، بوستر و هورن (ابزار) در شکل ۲ نشان داده شده است. جنس ابزار چاقوی جراحی استفاده شده از آلیاژ تیتانیوم گرید ۵ می باشد که دارای استحکام بالا و قابلیت سازگاری با بدن است. ابعاد دقیق سر چاقوی جراحی استفاده شده برای آزمون ها در جدول ۲ نشان داده شده است.

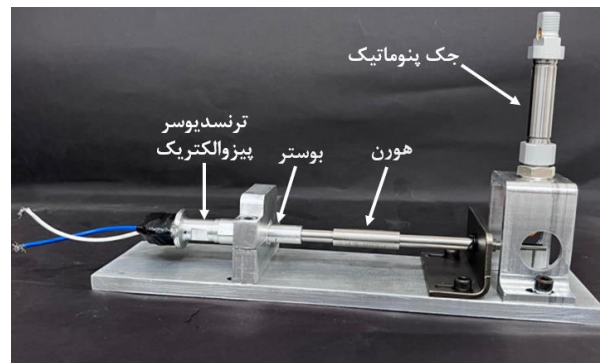


شکل ۳) نحوه‌ی عملکرد چاقوی جراحی فراصوتی در دوخت سرخرگ کاروتید گوسفند

برای ارزیابی عملکرد چاقوی برش فراصوتی، پارامترهای توان (۳۲ الی ۷۲ وات) و زمان (۴ الی ۱۰ ثانیه) اعمال فراصوت بر روی رگ مورد ارزیابی قرار گرفت، در حالی که فشار بستن رگ معادل ۱۰ نیوتن ثابت در نظر گرفته شد. جدول ۳ مقادیر پارامترهای ورودی و عناوین پارامترهای خروجی را در عمل جراحی دوخت رگ نشان داده است. از طرفی انرژی خروجی دستگاه (حاصل ضرب توان در زمان) به عنوان یک معیار ورودی در نظر گرفته شد. پارامتر خروجی شامل فشار تحمل رگ و آسیب حرارتی به ترتیب توسط آزمون فشار و اندازه‌گیری تصویر بدست می‌آیند.

جدول ۳) پارامترهای ورودی و خروجی در عمل جراحی فراصوتی

پارامترهای ورودی	
توان فراصوتی	زمان اعمال فراصوت
۳۲، ۴۴، ۵۶، ۷۲ وات	۴، ۶، ۸ و ۱۰ ثانیه
پارامترهای خروجی	
عنوان	روش اندازه‌گیری
فشار تحمل رگ	آزمون فشار
آسیب حرارتی	اندازه‌گیری تصویر
انرژی	حاصل ضرب توان در زمان



شکل ۲) چیدمان ابزار جراحی فراصوتی دوخت و برش رگ

جدول ۲) مشخصات ابعادی سر چاقوی جراحی فراصوت

دستگاه	عرض سر چاقو	سطح فک بالا	طول سر چاقو
ابزار جراحی لاپاروسکوپی فراصوتی	۴/۵ میلی‌متر	۱۰ میلی‌متر مربع	۱۳/۵ میلی‌متر

۲-۲- اجرای آزمون تحمل فشار رگ

پس از برش و دوخت رگ توسط چاقوی جراحی فراصوت، مطابق شکل ۴ تحمل فشار رگ به کمک گیج اندازه‌گیری فشار و اتصال آن به رگ توسط یک سرنگ اندازه‌گیری شد. با وارد کردن سوزن به داخل رگ و بستن منافذ به طور کامل، با فشردن پمپ، هوا به داخل رگ انتقال می‌یابد. با توجه به نیاز به فشارهای بالاتر از گیج فشارسنج بدن، از یک رگولاتور فشار برای تنظیم فشار ورودی به درون رگ استفاده شد.

همان‌طور که در شکل ۴ مشخص است رگ تا فشار ۳۰۰ میلی‌متر جیوه را تحمل کرده است، که از فشار خون طبیعی انسان بالاتر است. برای آزمون مخرب به رگ مورد نظر فشار حداکثر ۲ بار معادل ۱۵۰۰ میلی‌متر جیوه اعمال شد تا در نهایت در این فشار رگ دچار پارگی و نشتی هوا شود.

در انجام آزمون‌های تجربی انجام گرفته، تعدادی سرخرگ کاروتید مشترک از گوسفند های متنوع مورد بررسی قرار گرفت. به منظور حفظ تازگی و سلامت رگ‌ها؛ بعد از جداسازی از بافت گوسفند، آن‌ها را در ظرف یخ نگهداری نموده و به منظور عدم تغییر شرایط رگ‌ها در مدت ۴۸ ساعت مورد آزمون قرار گرفتند [29]. رگ‌ها با قطر متوسط ۴ میلی‌متر و به طول حدود ۶۰ میلی‌متر بعد از جدا کردن چربی‌ها و پوست روی آن‌ها؛ استفاده شدند. برای اجرای عمل، ابتدا رگ بین سندان انتهایی جک و انتهای ابزار ارتعاشی با یک نیروی ثابت (در حدود ۱۰ نیوتن) نگه داشته شد (شکل ۳). با اعمال توان تنظیم شده از منبع تغذیه به ابزار جراحی فراصوتی، انتهای ابزار شروع به ارتعاش با فرکانس ۵۵ کیلوهرتز و رگ به مدت زمان معین تحت ارتعاشات فراصوتی قرار گرفت.

شامل توان و زمان اعمال ارتعاشات مورد ارزیابی قرار گرفته است. جدول ۳ نتایج آزمون‌های تجربی دوخت رگ‌ها توسط چاقوی جراحی فراصوتی شامل فشار تحمل رگ و میزان آسیب حرارتی را ارائه نموده است.

جدول ۴ نتایج آزمون‌های تجربی دوخت رگ‌ها توسط چاقوی جراحی فراصوتی

پارامتر ورودی		پارامتر خروجی	
مقدار توان (w)	زمان (s)	فشار (mmHg)	انرژی حرارتی (J) (mm)
۳۲ وات	۴	۰	۳/۵
	۶	۰	۳/۶
	۸	۰	۳/۶
	۱۰	۰	۳/۸
۴۴ وات	۴	۱۶۰	۴
	۶	۳۰۰	۴
	۸	۸۰۰	۴/۲
	۱۰	۱۱۰۰	۴/۲
۵۶ وات	۴	۶۰۰	۴/۵
	۶	۴۵۰	۴/۸
	۸	۳۳۰	۵
	۱۰	۲۸۰	۵/۵
۷۲ وات	۴	۲۳۰	۵/۹
	۶	۱۴۵	۶/۲
	۸	۴۰	۶/۶
	۱۰	۰	۶/۶

۳-۱- تحمل فشار رگ

در آزمون تجربی اعمال دوخت توسط چاقوی جراحی فراصوتی در زمان‌های ۴، ۶، ۸، ۱۰ ثانیه و در توان‌های ۳۲، ۴۴، ۵۶، ۷۲ وات به همراه محاسبه تحمل فشارهای آن‌ها انجام گرفت. اثر پارامتر توان در زمان‌های ثابت ۴، ۶، ۸، ۱۰ ثانیه در شکل ۶ نشان داده شده است. در تمامی زمان‌ها، یک توان بیشینه برای ایجاد دوخت با بیشترین فشار قابل تحمل مشاهده شده است. با توجه به شکل ۶ بیشترین تحمل فشار در زمان‌های ۴، ۶، ۸ و ۱۰ ثانیه به ترتیب برابر ۴۵۰، ۶۰۰، ۸۰۰ و ۱۱۰۰ میلی‌متر جیوه بدست آمده است.

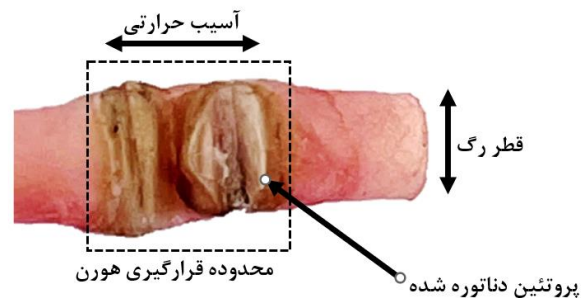


شکل ۴ چیدمان اندازه‌گیری میزان تحمل فشار رگ بسته شده

همان‌طور که در شکل ۴ مشخص است رگ تا فشار ۳۰۰ میلی‌متر جیوه را تحمل کرده است، که از فشار خون طبیعی انسان بالاتر است. برای آزمون مخرب به رگ مورد نظر فشار حداکثر ۲ بار معادل ۱۵۰۰ میلی‌متر جیوه اعمال شد تا در نهایت در این فشار رگ دچار پارگی و نشستی هوا شود.

۳-۲- اندازه‌گیری آسیب حرارتی

یکی از اهداف اصلی در عمل جراحی و ارزیابی عملکرد ابزارهای جراحی، ایجاد حداقل آسیب حرارتی در بافت تحت عمل مجاور و بافت‌های مجاور آن می‌باشد. بدین منظور در این پژوهش با تصویربرداری از دوخت رگ در هر آزمون، مقدار آسیب حرارتی اندازه‌گیری شد. شکل ۵ دناتوره شدن (Denaturation) پروتئین‌های رگ و نحوه جدا شدن و بسته شدن دو طرف رگ از ناحیه‌ی برش و دوخت را نشان داده است. همچنین قطر رگ و ناحیه اندازه‌گیری برای تعیین سوختگی در رگ در شکل ۵ نشان داده شده است.

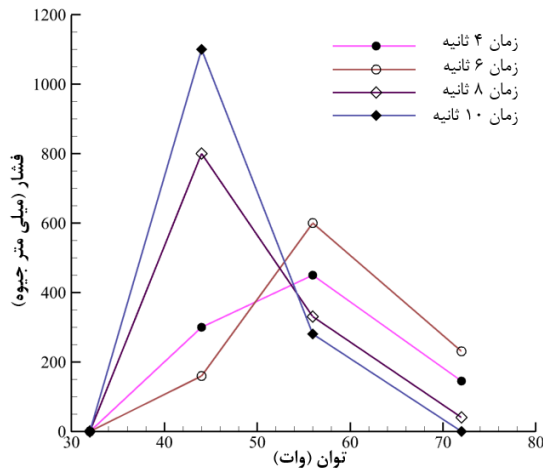


شکل ۵ اثر برش و دوخت رگ در جراحی فراصوتی (توان ۴۴ وات و زمان ۱۰ ثانیه)

۳-۳- نتایج

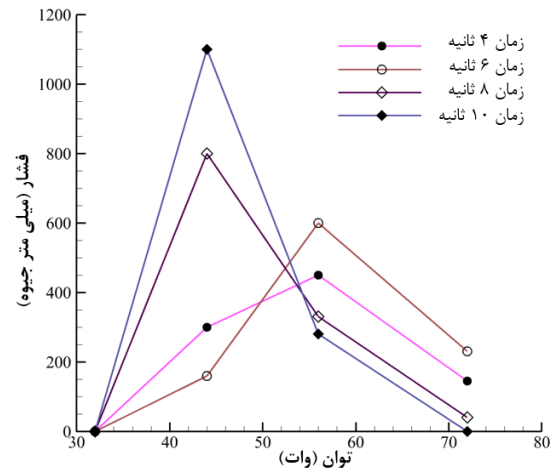
در بخش نتایج در ابتدا نتایج آزمون تحمل فشار رگ ارائه شده است و پس از آن تصاویر آسیب حرارتی و اثر پارامترهای ورودی فرایند

اثر اعمال فراصوت قابل مشاهده است اما به دلیل توان پایین ارتعاشات، بسته شدن رگ به طور کامل انجام نشده و قابلیت تحمل فشار رگ صفر است. در شکل ۹-ب در نمونه رگ در توان ۴۴ وات و زمان ۸ ثانیه تحمل فشار و بسته شدن مناسب رگ مشاهده شد. اما در توان بالاتر (شکل ۹-ج) بریدگی رگ در اثر افزایش توان ارتعاشی اعمالی مشاهده شد.

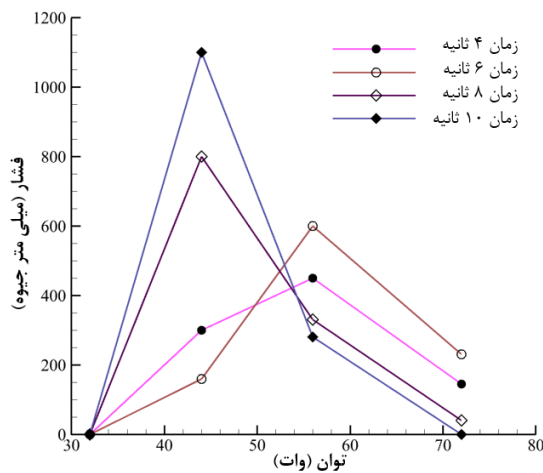


شکل ۷) اثر زمان بر قابلیت تحمل فشار در توان‌های ۳۲، ۴۴، ۵۶، ۷۲ وات

همچنین بهترین نتیجه فشار در توان ۴۴ وات و زمان ۱۰ ثانیه برابر ۱۱۰۰ میلی‌متر جیوه حاصل شده است (بیش از ۸ برابر فشار خون عادی فرد بالغ). باید در نظر داشت فشار خون عادی در بدن انسان بالغ بین ۱۲۰ الی ۱۴۰ میلی‌متر جیوه است [30]. در نتیجه، در تمامی حالت‌های بهینه دوخت، در زمان‌های مختلف، قابلیت تحمل فشار عادی خون در بدن فرد بالغ حاصل شده است.



شکل ۸) اثر توان بر قابلیت تحمل فشار در زمان‌های ۴، ۶، ۸ و ۱۰ ثانیه



شکل ۹) اثر زمان بر مقدار آسیب حرارتی در توان‌های ۳۲، ۴۴، ۵۶، ۷۲ وات در عمل جراحی فراصوتی

مشاهده می‌شود با بالاتر بردن توان منبع تغذیه دوخت و برش کامل رگ در زمان سریع‌تری اتفاق می‌افتد، ولی در عین حال چسبندگی بافت رگ به سر چاقو نیز اتفاق می‌افتد که در مواردی باعث پارگی و ایجاد منافذ در محل دوخت رگ می‌شود. دلیل این امر می‌تواند ایجاد حرارت بالا و سوختن و خشک شدن بافت اطراف رگ باشد. با سوختگی بیش از حد رگ، دیگر امکان بسته شدن رگ وجود نخواهد داشت و موجب انتشار اثرات نامطلوب حرارتی به

شکل ۷ اثر پارامتر زمان را در توان‌های ثابت ۳۲، ۴۴، ۵۶، ۷۲ وات نشان داده است. مشاهده می‌شود هیچ کدام از نمونه‌های شریان با جراحی فراصوتی در توان ۳۲ وات قادر به تحمل فشار نبودند و مقدار تحمل فشار صفر برای آن‌ها ثبت شد. به نظر می‌رسد در توان پایین‌تر از ۳۲ وات، به دلیل دامنه ارتعاش کم سر ابزار جراحی، انرژی و حرارت کافی برای دوخت ایجاد نمی‌شود. در نتیجه حتی در زمان‌های بیشتر در این توان، دوخت مناسب و با قابلیت تحمل فشار حاصل نشده است. با افزایش زمان در توان ۴۴ وات، فشار قابل تحمل روند افزایشی ولی با افزایش زمان در توان‌های ۵۶ و ۷۲ وات، قابلیت تحمل فشار روند کاهشی را نشان داده است. به نظر می‌رسد سوختگی بیش از حد بافت و در نتیجه ترد و شکننده شدن آن در توان‌های بالاتر و زمان‌های بالاتر عامل کاهش فشار تحمل رگ باشد.

۳-۲- آسیب حرارتی دوخت رگ

اندازه‌گیری مقدار آسیب حرارتی توسط ارزیابی تصویر دوخت رگ با ابزار جراحی فراصوتی حاصل شد. اثر زمان بر مقدار آسیب حرارتی در توان‌های مختلف ارتعاشی (جدول ۴) در شکل ۸ نشان داده است. ملاحظه می‌شود با افزایش زمان اعمال و توان ارتعاشات، مقدار آسیب حرارتی افزایش یافته است.

در شکل ۹ به عنوان نمونه، آسیب حرارتی در رگ در سه شرایط توان و زمان مختلف نشان داده است. همانطور که پیشتر در بخش نتایج آزمون تحمل فشار بیان شد، در نمونه الف شکل ۹ در توان ۳۲ وات

رخمدی و همکاران با برش و بستن رگ‌ها به کمک جراحی فراصوتی و فناوری فرکانس رادیویی، قابلیت تحمل فشار رگ‌ها را تا ۲۰۰ میلی‌متر جیوه اندازه گرفتند [20]. همچنین نیکولاس و همکاران به قابلیت تحمل فشار رگ بسته شده به میزان ۱۳۰۰ میلی‌متر جیوه اشاره کردند. در پژوهش آن‌ها از فراصوت و لیزر استفاده شده است [25]. در بررسی دیگری که لوک‌هاردی و همکاران انجام دادند با ادغام فراصوت و لیزر برای عروق کمتر از ۵ میلی‌متر به تحمل فشار ۱۰۳۸ میلی‌متر جیوه دست یافتند، همچنین عرض بسته شدن رگ‌ها ۱/۷ میلی‌متر و منطقه‌ی آسیب حرارتی ۳/۴ میلی‌متر گزارش شد [26].

براساس نتایج پژوهش حاضر و تطابق آن با تحقیقات سایر محققان می‌توان بیان داشت، در ناحیه‌ای از رگ که بر روی سر چاقو قرار می‌گیرد آسیب حرارتی رخ می‌دهد. با افزایش توان و انرژی خروجی منبع تغذیه و همچنین افزایش مدت زمان نگه داشتن رگ بر روی چاقو؛ آسیب حرارتی در بافت رگ و اطراف آن افزایش می‌یابد. استفاده از طراحی آزمایش و روش سطح پاسخ، ادغام فناوری فراصوتی با فناوری‌های نوین دیگر مانند لیزر و اصلاح الگوی روی ابزار فراصوتی و ایجاد قابلیت کنترل انرژی به جای کنترل توان و زمان اعمال ارتعاشات به عنوان پیشنهادهایی جهت پژوهش‌های آتی می‌توانند مورد توجه قرار گیرند.

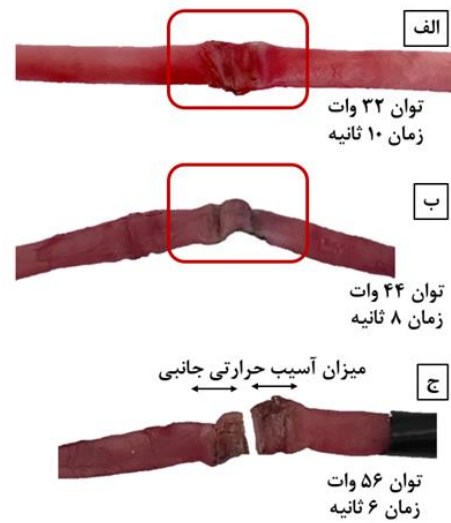
۵- نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر اثر پارامترهای ورودی عمل جراحی فراصوتی دوخت سرخرگ کاروتید مشترک گوسفند شامل توان و زمان اعمال ارتعاشات، بر پارامترهای خروجی شامل استحکام تحمل فشار رگ و مقدار آسیب حرارتی مورد ارزیابی قرار گرفت. آزمون‌های تجربی در زمان‌های ۴، ۶، ۸، ۱۰ ثانیه و در توان‌های ۳۲، ۴۴، ۵۶ و ۷۲ وات انجام گرفت. هدف از آزمون‌های تجربی، دستیابی به شرایطی با بیشترین قابلیت تحمل فشار رگ و در عین حال پیش‌بینی آسیب حرارتی بوده است. به طور خلاصه نتایج ذیل حاصل گردید:

- در توان ۴۴ وات و زمان ۱۰ ثانیه با نیروی ثابت ۱۰ نیوتن، بالاترین قابلیت تحمل فشار رگ حاصل شد. در این حالت رگ به طور متوسط فشار ۱۱۰۰ میلی‌متر جیوه را تحمل نمود که این فشار بیش از ۸ برابر فشار خون نرمال انسان بالغ (برابر با ۱۳۰ میلی‌متر جیوه) می‌باشد.

- در بررسی اثر توان، با ثابت نگه داشتن معیار زمان، مقدار بهینه توان برای دستیابی به بالاترین فشار تحمل رگ بدست آمد. در مقادیر کمتر و بیشتر از مقدار بهینه به ترتیب به دلیل ورود مقدار حرارت کم یا زیاد، پدیده‌های عدم جوش خوردن بافت رگ و یا جوش بیش از حد بافت رگ مشاهده شد. هر دو حالت باعث کاهش تحمل فشار رگ می‌باشند.

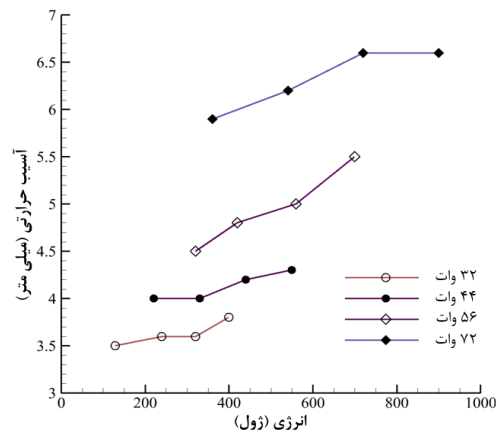
رگ و بافت‌های مجاور خواهد شد. در آزمون‌های تجربی حداکثر تا مقدار ۶/۶ میلی‌متر ناحیه آسیب حرارتی مشاهده شد.



شکل ۹) میزان آسیب حرارتی الف) توان ۳۲ وات و زمان ۱۰ ثانیه ب) توان ۴۴ وات و زمان ۸ ثانیه ج) توان ۵۶ وات و زمان ۶ ثانیه

۴- بحث

در بسیاری از فناوری‌های وابسته به فراصوت توان بالا، انرژی (حاصل‌شده توان در زمان) به عنوان یک پارامتر ورودی در فرایند کنترل می‌شود. به همین دلیل در پژوهش حاضر براساس نتایج جدول ۴ نمودار آسیب حرارتی نسبت به انرژی رسم گردید. براساس نتایج نمودارهای شکل ۱۰، با افزایش انرژی فراصوتی، آسیب حرارتی افزایش یافته است. می‌توان بیان داشت انرژی فراصوتی در محل اتصال به گرما تبدیل می‌شود. در مرحله اول این افزایش دما با دوخت و برش بافت رگ منجر می‌شود اما در انرژی‌های بالاتر منجر به خشک شدن و افزایش ناحیه آسیب حرارتی در بافت و نواحی مجاور آن و در نتیجه کاهش قابلیت تحمل فشار و استحکام بافت می‌شود.



شکل ۱۰) نمودار آسیب حرارتی به انرژی در توان‌های ۳۲، ۴۴، ۵۶، ۷۲ وات در عمل جراحی فراصوتی

14- Crispi CP, Crispi Jr CP, da Silva Reis Jr PS, Mendes FL, Filgueiras MM, de Freitas Fonseca M. Hemostasis with the ultrasonic scalpel. *JLS: Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons*. 2018 Oct;22(4).

15- Tsai SH, Chang CW, Lin TY, Wang YC, Wong CB, Ghaith AK, Alvi MA, Fu TS, Bydon M. The use of ultrasonic bone scalpel (UBS) in unilateral biportal endoscopic spine surgery (UBESS): Technical notes and outcomes. *Journal of Clinical Medicine*. 2023 Feb 2;12(3):1180.

16- Ensminger D, Bond LJ. *Ultrasonics: fundamentals, technologies, and applications*. CRC press; 2024 Feb 21.

17- Taheri A, Mansoori P, Sandoval LF, Feldman SR, Pearce D, Williford PM. *Electrosurgery: part I. Basics and principles*. *Journal of the American Academy of Dermatology*. 2014 Apr 1;70(4):591-e1.

18- Andreano A, Huang Y, Meloni MF, Lee Jr FT, Brace C. Microwaves create larger ablations than radiofrequency when controlled for power in ex vivo tissue. *Medical physics*. 2010 Jun;37(6Part1):2967-73.

19- Brace CL. Microwave tissue ablation: biophysics, technology, and applications. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*. 2010;38(1).

20- Rakhmadi A, Saito K, Sekine M, Sugiyama M. Vessel sealing device using microwave and high frequency current. *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*. 2020 Jul 24;5(2):108-14.

21- Asgari M, Dorestan N, Najibpour N, Delavari C, Bahadoram M. Ultrasonic energy vs monopolar electrosurgery in laparoscopic cholecystectomy: a comparison of tissue damage. *Tehran University of Medical Sciences Journal*. 2016 Apr 10;74(1):63-9.

22- Tani T, Naka S, Tani S, Shiomi H, Murakami K, Yamada A, Khiem DT. The invention of microwave surgical scissors for seamless coagulation and cutting. *Surgery Today*. 2018 Sep;48:856-64.

23- Crispi CP, Crispi Jr CP, da Silva Reis Jr PS, Mendes FL, Filgueiras MM, de Freitas Fonseca M. Hemostasis with the ultrasonic scalpel. *JLS: Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons*. 2018 Oct;22(4).

24- Li X, Su C, Lin WJ. Preliminary simulation and optimization design of ultrasonic harmonic scalpel. In 2019 13th Symposium on Piezoelectricity, Acoustic Waves and Device Applications (SPAWDA) 2019 Jan 11 (pp. 1-5). IEEE.

25- Giglio NC, Fried NM. Computational simulations for infrared laser sealing and cutting of blood vessels. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*. 2020 Dec 18;27(4):1-8.

26- Hardy LA, Hutchens TC, Larson ER, Gonzalez DA, Chang CH, Nau WH, Fried NM. Rapid sealing of porcine renal blood vessels, ex vivo, using a high power, 1470-nm laser, and laparoscopic prototype. *Journal of Biomedical Optics*. 2017 May 1;22(5):058002-.

27- Sbrana F, Cocci F, Papa A, Landi P, Sampietro T, Rossi G, Rovai D. Routine laboratory tests to risk-stratify patients with chronic coronary artery disease. *Journal of cardiology*. 2013 Feb 1;61(2):132-7.

28- Devassy R, Hanif S, Krentel H, Verhoeven HC, la Roche LA, De Wilde RL. Laparoscopic ultrasonic dissectors: technology update by a review of literature.

• در یک توان مشخص، افزایش زمان موجب افزایش آسیب حرارتی به رگ شده است. اما اثر زمان بر قابلیت تحمل فشار رگ وابسته به مقدار توان متغیر بوده است و رفتار یکسانی را نشان نداده است.

• مقدار آسیب حرارتی رابطه مستقیم با انرژی ارتعاشی حین عمل دوخت دارد. با افزایش مقدار توان و زمان اعمال ارتعاشات و مطابق این دو با افزایش مقدار انرژی ارتعاشی، مقدار آسیب حرارتی سوختگی رگ افزایش (حداکثر مقدار ۶/۶ میلیمتر) یافته است.

تاییدیه اخلاقی: نویسندگان در تهیه و تنظیم این مقاله رعایت کامل اصول اخلاقی را مد نظر قرار داده اند.

تعارض منافع: این مقاله تعارض منافی ندارد.

منابع

1-Ultrasonic Surgical Machine, Harmonic. *Compendium of Biomedical Instrumentation*; 2020. p. 2007-10.

2- Sun D, Zhou ZY, Liu YH, Shen WZ. Development and application of ultrasonic surgical instruments. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 1997 Jun;44(6):462-7.

3- Graff JAG-JraKF. *Power Ultrasonics*.

4- Zhang K, Gao G, Zhao C, Wang Y, Wang Y, Li J. Review of the design of power ultrasonic generator for piezoelectric transducer. *Ultrasonics Sonochemistry*. 2023 Jun 1;96:106438.

5- Thomas WE, Reed MW, Wyatt MG, editors. *Oxford textbook of fundamentals of surgery*. Oxford University Press; 2016.

6- Buia A, Stockhausen F, Hanisch E. Laparoscopic surgery: a qualified systematic review. *World journal of methodology*. 2015 Dec 12;5(4):238.

7- Basunbul LI, Alhazmi LS, Almughamisi SA, Aljuaid NM, Rizk H, Moshref R. Recent technical developments in the field of laparoscopic surgery: a literature review. *Cureus*. 2022 Feb;14(2).

8- Limb C, Rockall T. *Principles of laparoscopic surgery*. *Surgery (Oxford)*. 2020 Mar 1;38(3):161-71.

9- Williamson T, Song SE. Robotic surgery techniques to improve traditional laparoscopy. *JLS: Journal of the Society of Laparoscopic & Robotic Surgeons*. 2022 Apr;26(2).

10- Aminimoghaddam S, Pahlevani R, Kazemi M. Electrosurgery and clinical applications of electrosurgical devices in gynecologic procedures. *Medical journal of the Islamic Republic of Iran*. 2018;32:90.

11- Lopez. DBFNQJL. Baigrie D, Qafiti FN, Lopez JL. *Electrosurgery*, StatPearls, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2023, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482380/>

12- Jang HJ, Lee JY, Lee DH, Kim WH, Hwang JH. Current and future clinical applications of high-intensity focused ultrasound (HIFU) for pancreatic cancer. *Gut and liver*. 2010 Sep;4(Suppl 1):S57.

13- Yang J, Xu T. A novel phacoemulsification needle with scissor-like motion end effector for reducing heat generation at cornea incision. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2019 Apr 1;288:92-100.

Medical Devices: Evidence and Research. 2018 Dec 27:1-7.

29- Riegman PH. Tissue Preservation and Factors Affecting Tissue Quality. Biobanking of Human Biospecimens: Lessons from 25 Years of Biobanking Experience. 2021:65-80.

30- Manorama AA, Baek S, Vorro J, Sikorskii A, Bush TR. Blood perfusion and transcutaneous oxygen level characterizations in human skin with changes in normal and shear loads—implications for pressure ulcer formation. Clinical biomechanics. 2010 Oct 1;25(8):823-8.