

Multifrequency Bioimpedance Monitoring of Fluid Overload in Hemodialysis Patients Using Effective Impedance Feature Selection

Nafisi, Vahidreza^{1*} / Shahabi, Mina²

¹ - Associate Professor, Biomedical engineering group, E&IT engineering department, Iranian research organization for science and technology, Tehran, Iran

² - Researcher, Biomedical engineering group, E&IT engineering department, Iranian research organization for science and technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2026.2088289.2028

Received: 9-5-2026

Revised: 27-6-2026

Accepted: 4-7-2026

KEYWORDS

Hemodialysis
Ultrafiltration
Bio-impedance

ABSTRACT

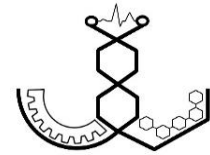
Fluid overload in patients with end-stage renal disease is a major factor contributing to increased cardiovascular complications, intradialytic hypotension, and mortality. Therefore, accurate determination of dry weight and monitoring of body fluid volume changes during hemodialysis are of considerable clinical importance. In this study, a multifrequency bioimpedance system was used to record bioimpedance from different body segments of hemodialysis patients. Data were collected from 11 patients during hemodialysis. Bioimpedance was measured in five body segments, including the right arm, left arm, right leg, left leg, and trunk, at frequencies of 50, 150, 250, 500 and 750 kHz. After extracting impedance amplitude and phase, normalized impedance parameters were calculated, and their relationships with ultrafiltration volume were investigated. The results showed that the impedance features obtained from the right arm segment at 50 and 750 kHz exhibited the highest correlations with ultrafiltration volume. The selected parameters were then used as inputs to a feedforward neural network, while the ultrafiltration volume was considered the model output. Model performance was evaluated using indices such as the correlation coefficient (more than 90%) and root mean square error (RMSE) (less than 0.01). The preliminary findings suggest that multifrequency bioimpedance can be considered a noninvasive and low-cost approach for monitoring fluid status in hemodialysis patients. However, given the limited number of patients included in this study, further validation in larger-scale investigations is required.

***Corresponding Author**

Address: Biomedical engineering group, E&IT engineering department, Iranian research organization for science and technology, Tehran, Iran

E-Mail: vr_nafisi@irost.org





پایش اضافه‌بار مایعات در بیماران همودیالیزی با امپدانس‌متری چند فرکانسی و انتخاب ویژگی‌های امپدانس مؤثر

نفیسی، وحیدرضا^{۱*} / شهابی، مینا^۲

^۱ - دانشیار، گروه مهندسی پزشکی، پژوهشکده برق و فناوری اطلاعات، سازمان پژوهشهای علمی و صنعتی ایران، تهران

^۲ - کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی، پژوهشکده برق و فناوری اطلاعات، سازمان پژوهشهای علمی و صنعتی ایران، تهران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2026.2088289.2028

پذیرش: ۱۴۰۵/۴/۱۳

بازنگری: ۱۴۰۵/۴/۶

ثبت در سامانه: ۱۴۰۵/۲/۱۹

واژه‌های کلیدی	چکیده
همودیالیز آبگیری امپدانس زیستی	تجمع مایع اضافی در بیماران مبتلا به نارسایی کلیوی مرحله نهایی، یکی از عوامل مهم در افزایش عوارض قلبی-عروقی، افت فشار خون حین دیالیز و مرگ‌ومیر است. از این رو، تعیین دقیق وزن خشک و پایش تغییرات حجم مایع بدن در طول همودیالیز اهمیت بالینی ویژه‌ای دارد. در این مطالعه، از یک سامانه امپدانس‌متری چندفرکانسی برای ثبت امپدانس زیستی در مقاطع مختلف بدن بیماران همودیالیزی استفاده شد. داده‌ها از ۱۱ بیمار و در حین همودیالیز ثبت شدند. امپدانس زیستی در پنج مقطع بدن شامل دست راست، دست چپ، پای راست، پای چپ و تنه، در فرکانس‌های ۵۰، ۱۵۰، ۲۵۰، ۵۰۰ و ۷۵۰ کیلوهرتز اندازه‌گیری شد. پس از استخراج دامنه و فاز امپدانس، پارامترهای امپدانس نرمال‌شده محاسبه و ارتباط آن‌ها با حجم تجمعی آبگیری بررسی گردید. نتایج نشان داد که مشخصات امپدانس مربوط به مقطع دست راست در فرکانس‌های ۵۰ و ۷۵۰ کیلوهرتز بیشترین همبستگی را با آبگیری نشان می‌دهند. سپس پارامترهای منتخب به‌عنوان ورودی شبکه عصبی جلوسو و مقدار حجم تجمعی آبگیری به‌عنوان خروجی مدل در نظر گرفته شد. عملکرد مدل با استفاده از شاخص‌هایی مانند ضریب همبستگی (بیش از ۹۰ درصد) و RMSE (کمتر از ۰/۰۱) ارزیابی شد. نتایج اولیه نشان می‌دهد که امپدانس‌متری چندفرکانسی می‌تواند به‌عنوان روشی غیرتهاجمی و کم‌هزینه برای پایش وضعیت مایعات در بیماران همودیالیزی مورد توجه قرار گیرد. با این حال، به دلیل محدود بودن تعداد بیماران، تأیید نتایج در مطالعات گسترده‌تر ضروری است.

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: گروه مهندسی پزشکی، پژوهشکده برق و فناوری اطلاعات، سازمان پژوهشهای علمی و صنعتی ایران، تهران

پست الکترونیک: vr_nafisi@irost.org



۱- مقدمه

اختلال در تنظیم تعادل مایعات یکی از مهم‌ترین مشکلات بیماران مبتلا به نارسایی کلیوی مرحله نهایی^۱ است. تجمع مایع اضافی می‌تواند منجر به عوارض متعددی از جمله افزایش فشار خون، هیپرتروفی بطن چپ، نارسایی قلبی و افزایش مرگ‌ومیر شود. در بیماران تحت همودیالیز و دیالیز صفاقی، تعیین دقیق وضعیت مایعات برای تعیین وزن خشک و تنظیم میزان برداشت مایع ضروری است. با این حال، روش‌های سنتی مانند معاینه بالینی، تغییرات وزن بدن و ارزیابی فشار خون دقت محدودی دارند. در سال‌های اخیر استفاده از اندازه‌گیری امپدانس زیستی^۲ به‌عنوان روش‌های غیرتهاجمی و تکرارپذیر برای ارزیابی وضعیت مایع بدن در بیماران دیالیزی مورد توجه قرار گرفته است. حجم مایع اضافی یکی از عوامل مهم خطر برای عوارض قلبی عروقی در بیماران دیالیزی محسوب می‌شود. مطالعه مروری لوترادیس نشان داد که اضافه‌بار مایع در بیماران همودیالیز با افزایش فشار خون، هیپرتروفی بطن چپ و افزایش خطر مرگ‌ومیر مرتبط است [۱]. این مطالعه تأکید می‌کند که تشخیص دقیق و مدیریت مناسب وضعیت مایع می‌تواند نقش مهمی در بهبود پیامدهای قلبی عروقی داشته باشد. مطالعات دیگر نیز نشان داده‌اند که اضافه آب^۳ اندازه‌گیری‌شده با امپدانس زیستی به‌طور مستقل با افزایش مرگ‌ومیر در بیماران همودیالیز مرتبط است. امپدانس زیستی بر اساس اندازه‌گیری مقاومت و راکتانس بافت‌های بدن در برابر جریان الکتریکی عمل می‌کند. از آنجا که آب و الکترولیت‌ها رسانایی بالایی دارند، تغییرات در حجم مایع بدن باعث تغییر در امپدانس الکتریکی می‌شود. روش BIS با استفاده از چندین فرکانس الکتریکی قادر است حجم مایع داخل سلولی و خارج سلولی را تفکیک کند. این ویژگی باعث شده است که این روش در تعیین آب اضافی و وزن خشک بیماران دیالیزی بسیار مفید باشد. چندین مطالعه نشان داده‌اند که استفاده از BIS برای تنظیم وزن خشک می‌تواند موجب بهبود وضعیت بالینی بیماران شود [۲]. از مهم‌ترین مطالعات اخیر، کارآزمایی تصادفی دیویس است که نشان داد استفاده از BIS در هدایت مدیریت مایع می‌تواند به حفظ عملکرد باقیمانده کلیه و بهینه‌سازی برداشت مایع کمک کند [۳]. همچنین یک تحلیل اقتصادی نشان داده است که استفاده از مدیریت مایع مبتنی بر امپدانس زیستی از نظر

اقتصادی نیز مقرون‌به‌صرفه است و می‌تواند هزینه‌های درمانی سیستم سلامت را کاهش دهد [۴].

مدیریت مایعات داخلی بدن بیمار کلیوی می‌تواند فشار خون بیماران را کاهش دهد و عوارض قلبی عروقی را کاهش دهد. مطالعات زیادی تأثیر حجم آب اضافه در بدن بیماران کلیوی را بر مرگ و میر آنها مورد تأکید قرار داده‌اند [۵ و ۶]. اما افت فشار خون حین دیالیز یکی از عوارض شایع همودیالیز است که اغلب به برداشت بیش از حد مایع مربوط می‌شود. مطالعات اخیر نشان داده‌اند که ارزیابی دقیق وضعیت مایعات با استفاده از امپدانس زیستی می‌تواند به تنظیم بهتر نرخ برداشت مایع کمک کرده و خطر افت فشار خون را کاهش دهد. بر اساس مرور انجام شده توسط هدیا، استفاده از تکنولوژی‌های نوین از جمله امپدانس زیستی یکی از استراتژی‌های مهم برای پیشگیری از این عارضه محسوب می‌شود [۷].

علاوه بر ارزیابی وضعیت مایعات، امپدانس زیستی می‌تواند اطلاعات ارزشمندی درباره ترکیب بدن و وضعیت تغذیه‌ای بیماران ارائه دهد. مطالعه انجی نشان داد که تکنیک‌های امپدانس زیستی می‌توانند برای ارزیابی توده عضلانی، توده چربی و وضعیت تغذیه‌ای و ارزیابی سوءتغذیه و سارکوپنیا در بیماران دیالیزی استفاده شوند [۸]. همچنین مطالعه گیو و همکاران تأکید می‌کند که BIA ابزار مفیدی برای مدیریت تغذیه‌ای بیماران مبتلا به بیماری مزمن کلیه محسوب می‌شود و می‌تواند به تنظیم مداخلات تغذیه‌ای کمک کند [۹].

از سوی دیگر، مطالعه لیندبوم نشان داد که دستگاه‌های پوشیدنی امپدانس زیستی می‌توانند امکان پایش مداوم وضعیت مایعات را در بیماران مبتلا به بیماری کلیوی فراهم کنند [۱۰]. بر اساس گزارشی که در سال ۲۰۲۰ منتشر شده است نیاز مبرم به ساخت و توسعه دستگاه‌های پوشیدنی جهت پایش وضعیت بیمار دیالیزی خصوصاً در فاصله زمانی بین جلسات دیالیز احساس می‌شود [۱۱]. بنابراین در حال حاضر تحقیقات گسترده‌ای با هدف ساخت گجت‌های پوشیدنی برای نواحی مختلف بدن نظیر قفسه سینه، مچ پا، بازو و گردن، به منظور پایش حجم آب بدن بیمار دیالیزی و همچنین پایش علائم حیاتی بیمار صورت گرفته است. علاوه بر امپدانس زیستی بدن بیمار از پارمترهای دیگری مانند تغییرات نرخ ضربان قلب، ثبت اولتراسوند قفسه سینه، حجم خون و فشار خون نیز استفاده شده است. خلاصه‌ای از تحقیقات مرتبط با این موضوع در جدول (۱) آورده شده است.

³ overhydration¹ ESRD² Bioimpedance Analysis (BIA) و Bioimpedance Spectroscopy (BIS)

جدول (۱) - خلاصه ای از تحقیقات انجام شده در زمینه استفاده از امپدانس زیستی در پایش بیماران دیالیزی

مرجع	سال مقاله	ویژگی ها	روش	نتایج
[۹]	۲۰۲۱	Age, Gender, SBP, DBP, BMI, HR Years on dialysis	پیش بینی وزن خشک بیمار با استفاده از شبکه عصبی RBF چند لایه و SVM و شبکه عصبی پرسپترون چند لایه	بهترین نتایج مربوط به شبکه عصبی RBF بوده است که میانگین خطا با مقدار نهایی 0.04% و خطای $RMSE = 1.32 \text{ kg}$ بوده است.
[۱۲]	۲۰۱۶	Thoracic impedance and weight scales	استفاده از گجت پوشیدنی قفسه سینه با اندازه گیری روزانه امپدانس به مدت ۱۰ ماه بر روی بیماران	از سه الگوریتم مشخص برای پیش بینی و تشخیص علائم حمله قلبی استفاده شده است.
[۱۳]	۲۰۱۷	Thoracic impedance	استفاده از گجت پوشیدنی بی سیم قفسه سینه با اندازه گیری روزانه به مدت ۵ دقیقه در مدت ۴۵ روز	از دیتای ۵۷ بیمار برای پیش بینی خطر حمله قلبی استفاده شده است که امپدانس زیستی با حساسیت ۸۷ درصد و دقت ۷۲ درصد قابلیت پیش بینی خطر حمله قلبی را داشته است.
[۱۴]	۲۰۲۰	Thoracic Impedance, accelerometer	امپدانس قفسه سینه در چند فرکانس با استفاده از الکترودهای نصب شده روی بدن بیمار و ثبت حداقل ۴ اندازه گیری حین دیالیز	ضریب همبستگی $r = 0.755$ بین امپدانس قفسه سینه و نرخ آگیری وجود دارد و خطای 300mlit با استفاده از روش leave one out در آموزش شبکه عصبی مشاهده شده است.
[۱۵]	۲۰۲۰	Thoracic impedance, HR variability	استفاده از گجت پوشیدنی قفسه سینه برای اندازه گیری امپدانس زیستی و ثبت ECG و تفکیک بیماران به دو گروه با و بدون اضافه حجم مایع	استفاده از کلاسیفایر SVM به دقت ۹۲ درصد دست یافته است.

یک نرم افزار کنترلی به جهت ایجاد سناریوهای ثبت دیتا در حالات و فرکانس های مختلف می باشد. دستگاه مورد استفاده قابلیت اندازه گیری در یک بازه فرکانسی گسترده را داراست ولی در مطالعه حاضر اندازه گیری ها و تحلیل ها در پنج فرکانس منتخب ۵۰، ۱۵۰، ۲۵۰، ۵۰۰ و ۷۵۰ کیلوهرتز انجام شد. این دستگاه دارای ۸ الکتروست که دو به دو بر روی دو دست و دو پای بیمار در حین دیالیز بسته می شود (شکل ۲).



شکل (۱) - دستگاه امپدانس متری

پس از تست های عملکردی و اطمینان از ایمن بودن دستگاه از نظر الکتریکی (جریان های نشتی و عایق بندی) و اخذ کد اخلاق، در مرکز دیالیز سوده واقع در شهر تهران مورد استفاده

با وجود کاربرد گسترده روش های مبتنی بر امپدانس زیستی، انتخاب فرکانس و مقطع بدنی مناسب برای پایش تغییرات مایع در حین همودیالیز همچنان اهمیت دارد. از آنجا که پاسخ الکتریکی بافت ها به فرکانس تحریک، ترکیب بافتی، وضعیت مایع خارج سلولی و داخل سلولی و همچنین شرایط اندازه گیری وابسته است، بررسی تجربی ترکیب های مختلف فرکانس/مقطع می تواند به شناسایی ویژگی های مؤثر برای تخمین حجم تجمع آگیری^۴ کمک کند. لذا مطالعه پایلوت حاضر با هدف بررسی قابلیت استفاده از ویژگی های امپدانس چندمقطعی/چندفرکانسی در تخمین این پارامتر انجام شده است.

۲- مواد و روش ها

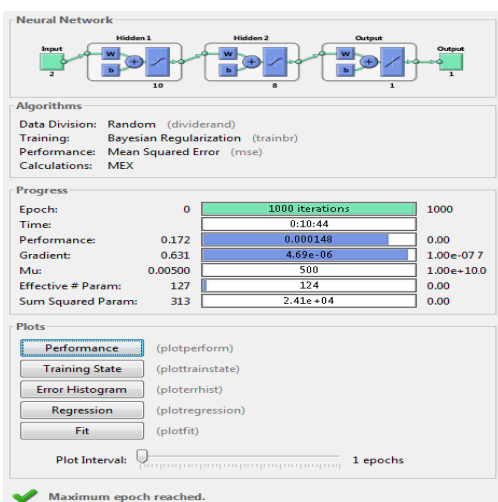
در این مطالعه از یک سامانه امپدانس متری چندفرکانسی (طراحی شده در سازمان پژوهش های علمی و صنعتی ایران) برای ثبت امپدانس زیستی در مقاطع مختلف بدن بیماران تحت همودیالیز استفاده شد (شکل ۱). به منظور اطمینان از ایمنی بیماران، دستگاه با باتری کار می کند و قابلیت انتقال داده های ثبت شده از بدن فرد را با استفاده از بلوتوث به رایانه دارد. همچنین مجهز به رابط کاربری برای نمایش دیتای در حال ثبت بر روی نمودار و ذخیره اطلاعات ارسالی از سخت افزار و

⁴ Ultrafiltration volume

- در نظر گرفته و به عنوان داده های پرت از محاسبات حذف شدند. جزئیات مراحل پردازش و تحلیل داده ها به شرح زیر است:
- ۱- جداسازی دامنه و فاز امپدانس هر مقطع بدن و هر فرکانس.
 - ۲- تشخیص و حذف داده های پرت.
 - ۳- درون یابی برای بدست آوردن داده های بینابینی
 - ۴- فیلتر میانگین گیر متحرک^۵ برای کاهش نویز در داده های امپدانس.
 - ۵- نرمالیزه کردن داده های امپدانس و حجم تجمعی آگیری به مقدار وزن خشک بیمار مربوطه.
 - ۶- استفاده از پارامتر رابطه (۱) که از این پس شاخص امپدانس مرکب می نامیم.

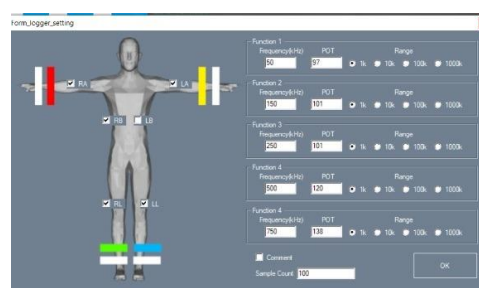
$$Z_{\text{composite}} = |Z|_{\text{norm}} \times \phi_{\text{norm}} \quad (1)$$

- ۷- بدست آوردن ضریب همبستگی^۶ بین شاخص امپدانس مرکب هر فرکانس/مقطع با مقدار حجم تجمعی آگیری از بدن بیماران.
- ۸- انتخاب مقطع-فرکانس با بالاترین همبستگی مثبت
- ۹- پیاده سازی یک شبکه عصبی جلوسوی دو لایه بر اساس فرکانس/مقطع (های) منتخب و دیتاهای نرمالیزه. با توجه به اینکه دو فرکانس/مقطع در مرحله قبل انتخاب شدند، شبکه عصبی دارای دو ورودی شامل شاخص امپدانس مرکب RA/50kHz و RA/750kHz است. خروجی شبکه عصبی، حجم تجمعی آگیری می باشد (شکل ۴).



شکل (۴) - ساختار شبکه و نتیجه نهایی آموزش برای RA/750 + RA/50

قرار گرفت. ۱۱ بیمار به صورت تصادفی انتخاب شدند و بعد از اخذ رضایت از بیمار، الکترودهای دستگاه روی دست و پای بیمار نصب گردید (شکل ۳). نصب الکترودها، قبل از شروع فرآیند آگیری دستگاه همودیالیز انجام شد اما داده برداری امپدانس با شروع فرآیند همودیالیز آغاز گردید. در ۱۵۰ دقیقه اول در حین همودیالیز، هر ۵۰۰ میلی ثانیه داده های حاصل از اندازه گیری فرکانسی (ثبت شده در دستگاه سنجش امپدانس) و حجم تجمعی آگیری (ثبت شده در دستگاه همودیالیز) برداشت گردید. بنابراین دادگان این پژوهش شامل حدود ۱۸۰۰۰ نمونه امپدانس برای هر بیمار و ۱۹۸۰۰۰ نمونه برای کل بیماران است. ۶۰ درصد دادگان برای آموزش، ۲۰ درصد برای ارزیابی و ۲۰ درصد برای تست شبکه عصبی مورد استفاده قرار گرفتند.



شکل (۲) - صفحه تنظیمات دستگاه و چیدمان الکترودها



شکل (۳) - نحوه اتصال دستگاه امپدانس متر به بیمار

دادگان ثبت شده در نرم افزار متلب ۲۰۲۰ مورد بررسی قرار گرفته و دامنه و فاز امپدانس مرتبط با هر مقطع از بدن بیمار در ۵ فرکانس معرفی شده مشخص گردید. پس از بررسی اولیه دادگان مشخص شد که به علت نویز حاصل از قطعات رله در دستگاه به هنگام تغییر الکترودهای فعال در حین ثبت سیگنال، ۱ ثانیه اول از دادگان ثبت شده برای هر مقطع بدن، فاقد اعتبار هستند و حذف شدند. همچنین به دلیل محدودیتهای المانهای سخت افزار، در داده های فاز، مقادیری بیش از ۳۶۰ درجه مشاهده شد که به عنوان خطای اندازه گیری دستگاه

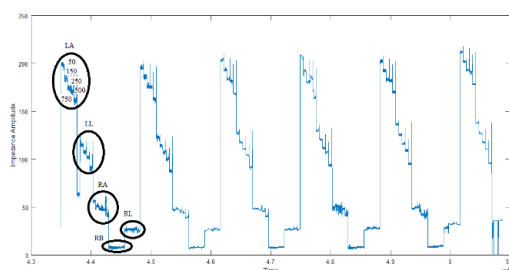
⁶ Correlation Factor

⁵ Moving Average Filter

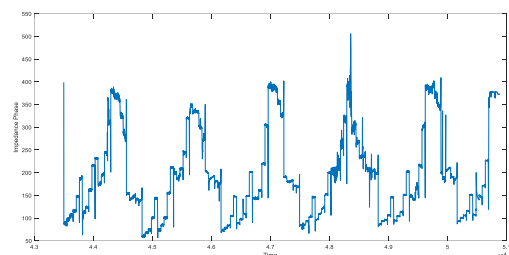
۳- یافته‌ها و بحث

همان طور که در بخش مواد و روش ها توضیح داده شد دادگان ۱۱ بیمار دیالیزی با مشخصات ذکر شده در مرکز دیالیز سوده ثبت گردید و نتایج در رابط کاربری دستگاه ذخیره گردید. شکل ۵ نمونه ای از داده های دامنه و فاز امپدانس یک بیمار آورده شده است. ترتیب اندازه گیری دستگاه به اینگونه بوده است که ابتدا مقطع دست چپ انتخاب می شود و سوئیچ فرکانس بین ۵۰، ۱۵۰، ۲۵۰، ۵۰۰ و ۷۵۰ کیلوهرتز صورت می گیرد. سپس مقطع پای چپ انتخاب می شود و سوئیچ فرکانس به همان ترتیب انجام می شود. این کار برای بقیه مقاطع نیز انجام شده و دوباره مقطع دست چپ انتخاب می گردد. انتخاب فرکانس های ۵۰، ۱۵۰، ۲۵۰، ۵۰۰ و ۷۵۰ کیلوهرتز در این مطالعه بر مبنای وابستگی فرکانسی امپدانس بافتی و رفتار دی الکتریک غشای سلولی انجام شد. در فرکانس های پایین تر، جریان عمدتاً از فضای خارج سلولی عبور می کند، در حالی که افزایش فرکانس سبب عبور بیشتر جریان از غشای سلولی و مشارکت مؤلفه های داخل سلولی می شود. از این رو، استفاده از چند فرکانس در ناحیه پایین تا بالای طیف، امکان توصیف دقیق تر تغییرات آب بدن و مدل سازی منطقی تر اضافه بار مایعات را فراهم می سازد. به طور خاص، فرکانس ۵۰ کیلوهرتز در بسیاری از مطالعات به عنوان یک فرکانس مرجع کلاسیک برای ارزیابی ارزیابی توده بدنی استفاده می شود، چون حساسیت مناسبی به تغییرات مایع خارج سلولی دارد. فرکانس های ۱۵۰ و ۲۵۰ کیلوهرتز در ناحیه میانی طیف قرار دارند و برای تشخیص گذار بین رفتار غالب خارج سلولی و نفوذ بیشتر به فضای داخل سلولی مفیدند. فرکانس های ۵۰۰ و ۷۵۰ کیلوهرتز نیز معمولاً برای نزدیک شدن به پاسخ کلی تر بافت و افزایش اطلاعات مربوط به آب کلی بدن^۷ به کار می روند. بنابراین، مجموعه این فرکانس ها یک پوشش مناسب از طیف امپدانسی فراهم می کند و برای کاربردهایی مانند پایش اضافه بار مایعات در همودیالیز بسیار مناسب است. پس از پیش پردازش (حذف دادگان پرت و استفاده از فیلتر میانگین گیر)، ضریب همبستگی بین شاخص امپدانس مرکب و مقدار حجم تجمع آبی برای محاسبه گردید و نتایج ضریب همبستگی برای تک تک بیماران بدست آمد (شکل ۶). در واقع در این شکل ۲۵ فرکانس/مقطع برای هر بیمار داریم. هر چه ضریب همبستگی بزرگتر و مثبت تر باشد، ارتباط بیشتر را بین شاخص امپدانس مرکب و حجم تجمع آبی برای بیمار نشان می دهد. البته باید توجه

داشت که این محاسبه، باید معنی دار بوده باشد که از روی مقدار P-value مشخص می شود. هر چه این مقدار کوچکتر باشد ($p < 0.05$) محاسبه، معنی دارتر است و می توان به مثبت بودن ضریب همبستگی پارامتر مورد نظر استناد نمود.



(الف)



(ب)

شکل (۵) - داده های خام قبل از پیش پردازش برای یک بیمار (نمونه، الف) دامنه (ب) فاز امپدانس از هر مقطع از بدن و در هر فرکانس انتخابی. محور افقی زمان نمونه برداری بر حسب ۵۰۰ میلی ثانیه است.

شکل ۶ نشان می دهد که شاخص امپدانس مرکب با حجم تجمع آبی برای دو فرکانس/مقطع برای همه بیماران مقداری مثبت را نشان می دهد و بنابراین پارامتر مورد نظر در آن دو فرکانس/مقطع، برای تخمین آب گیری مناسبتر هستند. این دو فرکانس/مقطع عبارتند از RA/50kHz و RA/750kHz. از شکل ۶ مشخص است که فرکانس/مقطع RA/750kHz ضریب همبستگی بالاتری هم دارد. بنابراین در این پژوهش، انتخاب این دو فرکانس/مقطع بر اساس تحلیل همبستگی بین تمام ترکیبات ممکن و حجم تجمع آبی انجام شده است. سایر فرکانس/مقطع ها برای بعضی از افراد ضریب همبستگی مثبت و برای بعضی منفی دارند و بنابراین نمی توان قدرت تخمین خوب و سازگاری را به صورت عمومی از آنها انتظار داشت.

پس از انتخاب فرکانس/مقطع مناسب با بالاترین ضریب همبستگی با حجم تجمع آبی برای بیمار در حین دیالیز، استفاده از شبکه عصبی برای تخمین نتایج به صورت خودکار انجام شد. ماتریس نرمال شده شاخص امپدانس مرکب برای

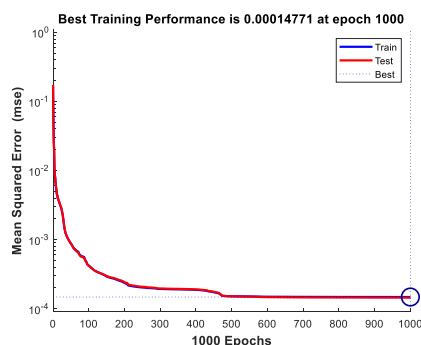
⁷ Total body water

گرفته شد. تغییرات راندمان در حین آموزش شبکه عصبی، هیستوگرام خطا برای دیتای آموزش/تست و نهایتاً منحنی رگرسیون در شکل های ۷ و ۸ مشاهده می شود.

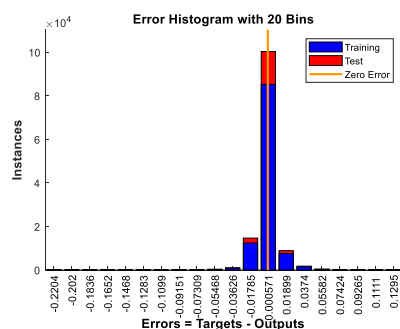
دو فرکانس/مقطع RA/50kHz و RA/750kHz به عنوان ورودی به یک شبکه عصبی جلوسو داده شد و مقدار حجم تجمعی آگیری بیمارارن به عنوان خروجی شبکه عصبی در نظر



شکل (۶) - (بالا) ضریب همبستگی بین حجم تجمعی آگیری و شاخص امپدانسی مرکب هر فرکانس/مقطع. محور افقی شماره فرکانس/مقطع است. (پائین) مقدار P-value که میزان معنی دار بودن ضریب همبستگی را نشان می دهد



(الف)



(ب)

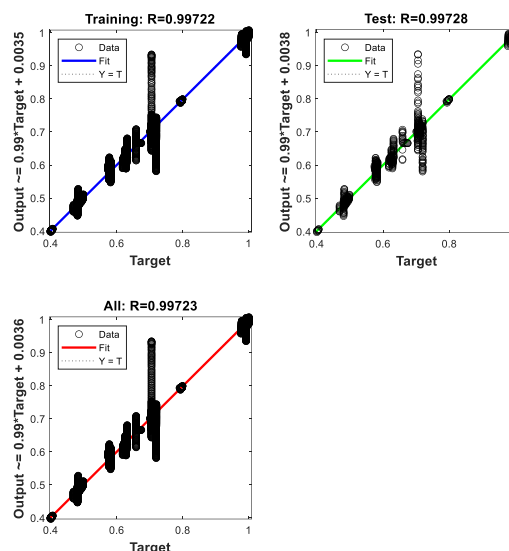
شکل (۷) - (الف) نمودار راندمان در حین آموزش شبکه (ب) هیستوگرام خطا روی دیتای آموزش و تست

مقدار RMSE برای این شرایط حدود ۰/۰۱ است و تمرکز خطای تست و آموزش نیز حول مقدار صفر است. همچنین به عنوان یک مبنای مقایسه، دو شبکه عصبی جداگانه برای هر کدام از فرکانس/مقطعهای RA/50kHz و RA/750kHz پیاده سازی گردید که مقدار RMSE به ترتیب ۰/۱ و ۰/۰۸ بدست آمد که نشان می دهد که ترکیب این دو فرکانس/مقطع می تواند تخمین مناسبتری از حجم تجمعی آگیری ارائه دهند. یافته‌های این مطالعه نشان داد که امپدانس‌متری می‌تواند به‌عنوان یک روش غیرتهاجمی، ایمن و قابل‌اعتماد برای پایش تغییرات آب بدن در بیماران تحت همودیلایز به‌کار رود. در مطالعات قبلی مشاهده شده است که امپدانس قفسه سینه به میزان زیادی به حجم آب بدن بیمار دیالیزی وابسته است [۱۲] تا [۱۵]. اما استفاده از این پارامتر محدودیت هایی دارد. از جمله اینکه این پارامتر به حرکات فیزیکی بیمار و همچنین نحوه قرارگیری بدن (حالت نشسته یا خوابیده) وابسته است. علاوه بر این تغییرات تنفس، مقاومت پوست بیمار در قسمت های مختلف قفسه سینه و داشتن تعرق بر مقدار اندازه گیری شده تاثیرگذار است. در یک مطالعه در سال ۲۰۲۵ نشان داده شده است که امپدانس قفسه سینه با ضریب همبستگی بزرگی به تغییرات فشار خون سیستولی مرتبط است ولی مقدار آگیری ارتباط بیشتری با مقدار آب کلی بدن و امپدانس قسمت پائینی ساق پا دارد [۱۶].

راست به صورت معنی داری ارتباط با حجم تجمعی آبگیری داشته است، تاکید نماید. این مشاهدات اهمیت شرایط فیزیولوژیک و وضعیتی بیمار را در تفسیر نتایج امپدانس متری برجسته می سازد و بیانگر آن است که استفاده از این روش باید همراه با کنترل متغیرهای حرکتی و پوزیشن بدن انجام شود. از منظر تحلیلی، استفاده از پارامتر ترکیبی $Z_{\text{composite}}$ به عنوان ورودی شبکه عصبی توانست قابلیت پیش بینی مقدار حجم تجمعی آبگیری را بهبود دهد. این امر نشان می دهد که تلفیق شاخص های فازی و دامنه ای، اطلاعات غنی تری نسبت به هر کدام به تنهایی فراهم می کند و می تواند برای مدل سازی غیرخطی تغییرات مایع بدن سودمند باشد. همچنین مقادیر بالای ضریب همبستگی، معنی داری آماری مناسب (P-value > 0.05)، و میانگین مربعات خطا حدود 0.01 نشان دهنده عملکرد مطلوب مدل پیشنهادی در تخمین مقدار حجم تجمعی آبگیری بیماران است. به عبارت دیگر، داده های مطالعه حاضر حمایت می کنند از اینکه امپدانس زیستی، در صورت انتخاب صحیح ناحیه و فرکانس اندازه گیری، می تواند ابزاری غیرتهاجمی و تکرارپذیر برای پایش کاهش حجم مایعات در طی دیالیز باشد. شکل ۶ نشان می دهد که سایر فرکانس/مقطع ها برای بعضی از افراد ضریب همبستگی مثبت و برای بعضی منفی دارند و بنابراین نمی توان قدرت تخمین خوب و سازگاری را به صورت عمومی از آنها انتظار داشت ولی اگر هدفگذاری بر دیالیز شخصی سازی شده باشد، می توان برای هر بیمار، فرکانس/مقطع مناسب را تعیین کرد. از آنجا که فرکانس/مقطع مناسب برای همه بیماران یکسان نبود، به نظر می رسد تعیین ترکیب بهینه فرکانس/مقطع برای هر فرد بتواند دقت تخمین را به طور محسوسی افزایش دهد. بنابراین، امپدانس متری نه فقط یک ابزار پایش عمومی، بلکه بستری برای طراحی سامانه های هوشمند و بیمارمحور در تنظیم نرخ آبگیری و برآورد وزن خشک به شمار می آید.

۴- نتیجه گیری

در این پژوهش، از امپدانس متری برای ارزیابی و تخمین حجم تجمعی آبگیری بیماران همودیالیزی استفاده شد. نتایج به دست آمده نشان می دهد که این روش می تواند به عنوان یک ابزار غیرتهاجمی، کم هزینه و نسبتاً قابل اعتماد برای پایش تغییرات مایع بدن مورد توجه قرار گیرد. تحلیل داده ها نشان داد که برخی فرکانس ها و مقاطع بدنی نسبت به سایر موارد، حساسیت بیشتری نسبت به حجم تجمعی آبگیری دارند. از میان ترکیب های بررسی شده، $RA/50\text{kHz}$ و $RA/750\text{kHz}$



شکل (۸) - منحنی رگرسیون به تفکیک برای داده های تست، آموزش و کل داده ها. محور عمودی، مقدار پیش بینی شبکه و محور افقی حجم تجمعی آبگیری متناظر است.

در این تحقیق، سنجش امپدانس زیستی در بازه فرکانسی گسترده این امکان را فراهم کرد که پاسخ الکتریکی بافت ها در شرایط مختلف دیالیز به صورت مقطعی بررسی شود. نتایج حاصل از ثبت داده ها در ۱۱ بیمار نشان داد که برخی نواحی و فرکانس های خاص، به ویژه $RA/50\text{ kHz}$ و $RA/750\text{ kHz}$ ، بیشترین همبستگی را با حجم تجمعی آبگیری و کاهش آب اضافی بدن دارند. این یافته مؤید آن است که اطلاعات امپدانس نه تنها منعکس کننده وضعیت کلی مایعات بدن است، بلکه می تواند تحت تأثیر توزیع موضعی مایعات، وضعیت قرارگیری بدن و ویژگی های فردی بیماران نیز قرار گیرد.

ضریب همبستگی بالاتر در دست راست نسبت به دیگر مقاطع بدن، به ویژه در فرکانس های 50 و 750 کیلوهرتز، نشان می دهد که انتخاب ناحیه اندازه گیری در دقت تخمین بسیار تعیین کننده است. مثلاً در دو بیمار که عوامل مداخله گر زیر را داشتند، مشاهده گردید که میزان همبستگی در امپدانس دست راست (و فرکانس 50 کیلوهرتز) کمتر از بقیه بیماران بود:

- بیمار شماره ۳ که در حین دیالیز مرتباً دست راست خود را تکان داده بود.

- بیمار شماره ۹ که در زمانهایی حین دیالیز روی تخت نشسته بود بطوری که پاهای او از لبه تخت آویزان بوده است و بنابراین انتظار می رود که تجمع آب به سمت پاها حرکت کند. این دو مشاهده (حرکت مکرر اندام فوقانی و نیز وضعیت نشسته با آویزان بودن پاها) می تواند بر صحت این موضوع که دست

۶- مراجع

- [1] Loutradis C, Sarafidis PA, Ferro CJ, Zoccali C. Volume overload in hemodialysis: diagnosis, cardiovascular consequences, and management. *Nephrol Dial Transplant*. 2021;36(12):2182-2193.
- [2] Chamney, Paul W et al. "A new technique for establishing dry weight in hemodialysis patients via whole body bioimpedance." *Kidney international* vol. 61,6 (2002): 2250-8. doi:10.1046/j.1523-1755.2002.00377.x
- [3] Davies SJ, Coyle D, Lindley E, Keane D, Belcher J, Caskey F, et al. Bioimpedance spectroscopy to maintain renal output: the BISTRO randomised controlled trial. *Health Technol Assess*. 2025;29(32):1-23.
- [4] Zanganeh M, Belcher J, Fotheringham J, Coyle D, Lindley EJ, Keane DF, et al. Cost-effectiveness of bioimpedance-guided fluid management in patients undergoing haemodialysis: the BISTRO RCT. *Health Technol Assess*. 2024;29(32):1-45.
- [5] Wizemann V, Wabel P, Chamney P, et al. The mortality risk of overhydration in hemodialysis patients. *Nephrol Dial Transplant*. 2009;24(5):1574-1579.
- [6] Zoccali C, Moissl U, Chazot C, et al. Chronic fluid overload and mortality in ESRD. *Kidney Int*. 2017;91(2):375-382.
- [7] Haddiya I, Simanjuntak GDFI, Ramdani S. Updates in the management of intradialytic hypotension: emerging strategies and innovations. *World J Nephrol*. 2025;14(4):109168.
- [8] Ng JK, Lau SL, Chan GC, Tian N, Li PK. Nutritional assessments by bioimpedance technique in dialysis patients. *Nutrients*. 2023;16(1):15.
- [9] Guo Y, Zhang M, Ye T, Wang Z, Yao Y. Application of bioelectrical impedance analysis in nutritional management of patients with chronic kidney disease. *Nutrients*. 2023;15(18):3941.
- [10] Lindeboom L, Lee S, Wieringa F, Groenendaal W, Basile C, van der Sande F, et al. On the potential of wearable bioimpedance for longitudinal fluid monitoring in end-stage kidney disease. *Nephrol Dial Transplant*. 2022;37(11):2048-2054.
- [11] U.S. Department of Health and Human Services. Advancing American Kidney Health: 2020 Progress, Report. <https://aspe.hhs.gov/pdf-report/advancing-american-kidney-health-2020-progress-report>
- [12] Cuba Gyllensten I, Bonomi AG, Goode KM, Reiter H, Habetha J, Amft O, Cleland JG. Early Indication of Decompensated Heart Failure in Patients on Home-Telemonitoring: A Comparison of Prediction Algorithms Based on Daily Weight and Noninvasive Transthoracic Bioimpedance. *JMIR Med Inform* 2016;4(1):e3 doi: 10.2196/medinform.4842
- [13] Darling CE, Dovancescu S, Saczynski JS, Riistama J, Sert Kuniyoshi F, Rock J, Meyer TE, McManus DD. Bioimpedance-Based Heart Failure Deterioration Prediction Using a Prototype Fluid Accumulation Vest-Mobile Phone Dyad: An Observational Study. *JMIR Cardio* 2017;1(1):e1 doi: 10.2196/cardio.6057
- [14] Schoutteten et al. Towards personalized fluid monitoring in haemodialysis patients: thoracic bioimpedance signal shows strong correlation with fluid changes, a cohort study, *BMC Nephrology* (2020) 21:264, <https://doi.org/10.1186/s12882-020-01922-6>
- [15] Reljin N, Posada-Quintero HF, Eaton-Robb C, Binici S, Ensom E, Ding E, Hayes A, Riistama J, Darling C, McManus D, Chon KH. Machine Learning Model Based on Transthoracic Bioimpedance and Heart Rate Variability for Lung Fluid Accumulation Detection: Prospective Clinical Study. *JMIR Med Inform* 2020;8(8):e18715 doi: 10.2196/18715
- [16] M. K. Schoutteten, P. van der Heijden, A. D. H. Brys, et al., "Hemodynamic Monitoring During Hemodialysis Using Bioimpedance: A Comparison of Changes in Resistance Between Different Body Segments," *Hemodialysis International* 29, no. 4 (2025): 679-689, <https://doi.org/10.1111/hdi.13245>

بیشترین همبستگی را با مقدار حجم تجمع‌ی آبگیری نشان دادند. این موضوع می‌تواند بیانگر آن باشد که پاسخ الکتریکی بافت در این فرکانس/مقطع‌ها نسبت به تغییرات مایع بدن، اطلاعات مفیدتری ارائه می‌دهد. با این حال، باید توجه داشت که این مطالعه در یک نمونه محدود انجام شده است و تعمیم‌پذیری نتایج به مطالعات بزرگ‌تر نیاز دارد.

همچنین مشاهده شد که کیفیت داده‌های امپدانس می‌تواند تحت تأثیر عواملی مانند حرکت بیمار، وضعیت قرارگیری بدن، تنفس، مقاومت پوستی و تعریق قرار گیرد. این عوامل می‌توانند بخشی از واریانس داده‌ها را توضیح دهند و در برخی موارد باعث کاهش همبستگی شوند. بنابراین، در کاربردهای بالینی آینده، کنترل شرایط اندازه‌گیری و استانداردسازی پروتکل ثبت داده‌ها اهمیت بالایی خواهد داشت. همچنین می‌توان از تغییرات زمانی امپدانس به جای خود امپدانس استفاده گردد. به کارگیری شبکه عصبی جلوسو و پارامتر ترکیبی $Z_{composite}$ به عنوان ورودی، برای تخمین مقدار حجم تجمع‌ی آبگیری نشان داد که داده‌های امپدانس می‌توانند به صورت پردازش‌شده برای مدل‌سازی هوشمند مورد استفاده قرار گیرند. با این حال، با توجه به محدود بودن حجم نمونه، استفاده از مدل‌های پیچیده‌تر یا شبکه‌های مختلط در مطالعات آینده و با داده‌های بیشتر می‌تواند مفید باشد. یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهد که امپدانس زیستی می‌تواند در تعیین وزن خشک، پایش اضافه آب، و بهبود کنترل آبگیری در دستگاه همودیالیز نقش مهمی ایفا کند. پایش بلادرنگ میزان آب گیری از بیمار در حین فرآیند دیالیز می‌تواند به کاهش عوارض قلبی عروقی و نیز افت فشار خون در حین دیالیز منجر شود. علاوه بر این، ظرفیت این روش برای شخصی‌سازی بر اساس ویژگی‌های هر بیمار، آن را به ابزاری ارزشمند در دیالیز مدرن تبدیل می‌کند. با توسعه بیشتر سخت‌افزار، بهبود الگوریتم‌های تحلیلی، و کاهش اثر عوامل مداخله‌گر مانند حرکت و وضعیت بدنی، می‌توان از امپدانس‌متری به عنوان یکی از مؤلفه‌های اصلی پایش هوشمند بیماران دیالیزی بهره گرفت. علاوه بر این، وجود دستگاه‌های پوشیدنی امپدانس زیستی می‌تواند امکان پایش مداوم وضعیت مایعات را فراهم کنند و مدیریت بیماران مبتلا به نارسایی کلیه را بهبود بخشند.

۵- سپاس‌گزاری

این پژوهش با استفاده از گرنت طرح پژوهشی ۱۰۱۰۸۹۹۰۰۱ تامین شده توسط سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران انجام شده است.