

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7537605号
(P7537605)

(45)発行日 令和6年8月21日(2024.8.21)

(24)登録日 令和6年8月13日(2024.8.13)

(51)国際特許分類

F I

G 0 1 N 27/02 (2006.01)

G 0 1 N 27/02

E

請求項の数 4 (全10頁)

(21)出願番号	特願2023-512597(P2023-512597)	(73)特許権者	000004226
(86)(22)出願日	令和3年4月8日(2021.4.8)		日本電信電話株式会社
(86)国際出願番号	PCT/JP2021/014865		東京都千代田区大手町一丁目5番1号
(87)国際公開番号	WO2022/215220	(74)代理人	100098394
(87)国際公開日	令和4年10月13日(2022.10.13)		弁理士 山川 茂樹
審査請求日	令和5年7月25日(2023.7.25)	(74)代理人	100153006
			弁理士 小池 勇三
		(74)代理人	100064621
			弁理士 山川 政樹
		(74)代理人	100121669
			弁理士 本山 泰
		(72)発明者	深田 健太
			東京都千代田区大手町一丁目5番1号
			日本電信電話株式会社内
		(72)発明者	井上 鈴代
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 共振回路

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1コンデンサおよび第1インダクタから構成されたセンサ回路と、
前記センサ回路に接続され、第2コンデンサおよび第2インダクタから構成された通信回路と
を備え、
前記第1インダクタは、前記第1コンデンサに直列に接続され、
前記第2コンデンサおよび前記第2インダクタは、前記センサ回路に並列に接続され、
前記第1コンデンサおよび前記第2コンデンサの各々は、
2つの電極と、
2つの電極に挟まれて配置されたポリアクリル酸ナトリウムからなる高分子膜とを備え、
前記第1コンデンサは、2つの電極の各々の外側面を覆って配置され、生体の体温を中心とした所定の範囲の温度でゾルゲル変化を起こし、前記生体に適合する第1材料と、前記温度でゾルゲル変化を起こさない、前記生体に適合する第2材料との混合体から構成され、前記生体に適合するヒドロゲル膜を備え、
前記第2コンデンサは、2つの電極の各々の外側面を覆って配置され、2つの電極の側への水の滲入を抑制する保護膜を備える
ことを特徴とする共振回路。

【請求項2】

請求項1記載の共振回路において、

前記保護膜は、防水材料または撥水材料から構成されていることを特徴とする共振回路。

【請求項 3】

請求項 2 記載の共振回路において、

前記保護膜は、アルギン酸ナトリウムと塩化カルシウムから構成された不溶化膜、または蜜ロウからなる撥水膜であることを特徴とする共振回路。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の共振回路において、

前記第 1 材料は、ゼラチンであり、前記第 2 材料は、キトサンであることを特徴とする共振回路。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体適合材料を用いた共振回路に関する。

【背景技術】

【0002】

生体適合材料を用いた共振回路の事例として、非特許文献 1 が存在する。この共振回路は、構成する材料に、砂糖、亜鉛、金などを用いている。非特許文献 1 の共振回路は、体内の pH に応じて容量が変化するコンデンサ、アンテナコイル、抵抗素子を組み合わせた RLC 回路タグにより構成される。これらは、体内に設置することが想定されている。これは、体外に設置することを想定した外部のコイルを介した磁界結合により、体外から RLC 回路タグの共振周波数の変化を読み取ることで、体内の状態を推定することを目的としている。

20

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【文献】W. Xu et al., "Food-Based Edible and Nutritive Electronics", Advanced Materials Technology, 1700181, 2017.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

30

しかしながら、上述した技術では、以下に示す課題がある。まず、共振周波数は LC 回路により決まるが、LC 回路内にセンシング部位であるコンデンサが含まれている。このため、体内センシング時に、胃液や腸液などの水分にコンデンサが接触すると、極板間の抵抗が変化する。これにより、読み取り距離の低下や、漏れ電流の発生により共振周波数の読み取りで困難が生じる懸念がある。体外から体内の情報を収集する場合、読み取り距離は体表から体内中心部までを必要とするので、例えばアンテナのサイズを大きくするなど、読み取り距離の低下を防ぐ方法を別途導入する必要性が生じる。

【0005】

本発明は、以上のような問題点を解消するためになされたものであり、別途の構成を導入することなく、読み取り距離の低下、読み取りの困難などが生じないようにすることを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明に係る共振回路は、第 1 コンデンサおよび第 1 インダクタから構成されたセンサ回路と、センサ回路に接続され、第 2 コンデンサおよび第 2 インダクタから構成された通信回路とを備え、第 1 インダクタは、第 1 コンデンサに直列に接続され、第 2 コンデンサおよび第 2 インダクタは、センサ回路に並列に接続され、第 1 コンデンサおよび第 2 コンデンサの各々は、2 つの電極と、2 つの電極に挟まれて配置されたポリアクリル酸ナトリウムからなる高分子膜とを備え、第 1 コンデンサは、2 つの電極の各々の外側面を覆って配置され、生体の体温を中心とした所定の範囲の温度でゾルゲル変化を起こし、生体に適

50

合する第 1 材料と、温度でゾルゲル変化を起こさない、生体に適合する第 2 材料との混合体から構成され、生体に適合するヒドロゲル膜を備え、第 2 コンデンサは、2 つの電極の各々の外側面を覆って配置され、2 つの電極の側への水の滲入を抑制する保護膜を備える。

【発明の効果】

【0007】

以上説明したように、本発明によれば、センサ回路を第 1 コンデンサおよび第 1 インダクタから構成し、第 1 コンデンサの 2 つの電極の各々の外側面をヒドロゲル膜で覆うので、別途の構成を導入することなく、読み取り距離の低下、読み取りの困難などが生じないようにできる。

【図面の簡単な説明】

10

【0008】

【図 1 A】図 1 A は、本発明の実施の形態に係る共振回路の構成を示す構成図である。

【図 1 B】図 1 B は、本発明の実施の形態に係る共振回路の一部構成を示す断面図である。

【図 1 C】図 1 C は、本発明の実施の形態に係る共振回路の一部構成を示す断面図である。

【図 2 A】図 2 A は、含水していないポリアクリル酸ナトリウムによる高分子膜 (Dry film) によるコンデンサのインピーダンス測定結果および容量を示す特性図である。

【図 2 B】図 2 B は、含水しているポリアクリル酸ナトリウムによる高分子膜 (Wet film) によるコンデンサのインピーダンス測定結果および容量を示す特性図である。

【図 2 C】図 2 C は、アルミ電解コンデンサのインピーダンス測定結果および容量を示す特性図である。

20

【図 3】図 3 は、Dry film によるコンデンサ、Wet film によるコンデンサ、およびアルミ電解コンデンサの漏れ電流の測定結果を示す特性図である。

【図 4】図 4 は、Dry film によるコンデンサ、Wet film によるコンデンサ、およびアルミ電解コンデンサを用いた LC 回路の場合の S_{11} 計測結果を示す特性図である。

【図 5】図 5 は、通信回路を LC 回路とし、加えてセンサ回路も LC 回路とした構成について、シミュレーションを実施するために用いた回路を説明する説明図である。

【図 6】図 6 は、通信回路を LC 回路とし、加えてセンサ回路も LC 回路とした構成のシミュレーションの結果を示す特性図である。

【図 7 A】図 7 A は、LC + LC 回路で「Wet film」を適用したコンデンサを水に浸漬した状態における共振特性の変化を示す特性図である。

30

【図 7 B】図 7 B は、LC + LC 回路で「Wet film」を適用したコンデンサを、胃液を模した HCl / NaCl 水中に浸漬した状態における共振特性の変化を示す特性図である。

【図 8】図 8 は、ヒドロゲル膜における水との間の接触角、および HCl / NaCl 水との間の接触角について示す写真である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、本発明の実施の形態に係る共振回路について図 1 A、図 1 B、図 1 C を参照して説明する。

【0010】

この共振回路は、センサ回路 101 と、センサ回路 101 に接続される通信回路 102 とを備える。センサ回路 101 は、第 1 コンデンサ 103 および第 1 インダクタ 104 から構成されている。通信回路 102 は、第 2 コンデンサ 105 および第 2 インダクタ 106 を備える。第 1 インダクタ 104 は、第 1 コンデンサ 103 に直列に接続されている。第 2 コンデンサ 105 および第 2 インダクタ 106 は、センサ回路 101 に並列に接続されている。

40

【0011】

第 1 コンデンサ 103 は、図 1 B に示すように、2 つの電極 111 a、電極 111 b と、電極 111 a、電極 111 b に挟まれて配置された、ポリアクリル酸ナトリウムからなる高分子膜 112 とを備える。電極 111 a、電極 111 b は、Au などの金属から構成された膜 (金属膜) とすることができる。また、電極は、導電性高分子材料から構成する

50

こともできる。

【0012】

また、第1コンデンサ103は、電極111a、電極111bの各々の外側面を覆って配置された、生体に適合するヒドロゲル膜113a、ヒドロゲル膜113bを備える。ヒドロゲル膜113a、ヒドロゲル膜113bは、生体の体温を中心とした所定の範囲の温度でゾルゲル変化を起こし、生体に適合する第1材料と、温度でゾルゲル変化を起こさない、生体に適合する第2材料との混合体から構成されている。第1材料は、ゼラチンとし、第2材料は、キトサンとすることができる。また、第1材料は、バター、カカオバター、シアバター、ココナッツオイルなどの体温付近に融点を有する材料とすることができる。また、第2材料は、アガーや寒天などの多少融点が高い材料とすることもできる。

10

【0013】

第1コンデンサ103は、体温付近でゾルゲル変化を起こす第1材料と、ゾルゲル変化しない第2材料とを混合することで構成したヒドロゲル膜113a、ヒドロゲル膜113bで覆われているので、体内での崩壊時間をコントロールすることができる。ヒドロゲル膜113a、ヒドロゲル膜113bは、体内において水分を吸収することで膨潤して容易に崩壊する。

【0014】

例えば、体内環境による変化で、ヒドロゲル膜113a、ヒドロゲル膜113bがゲルの状態が維持できる時間が変化すれば、第1コンデンサ103の崩壊時間により、体内環境の変化の状態が計測できる。第1コンデンサ103が崩壊すれば、共振周波数の通信回路102を介した体外での読み取りが不能となるので、崩壊までの時間が計測できる。

20

【0015】

第2コンデンサ105は、図1Cに示すように、2つの電極121a、電極121bと、電極121a、電極121bに挟まれて配置された、ポリアクリル酸ナトリウムからなる高分子膜122とを備える。これらの構成は、第1コンデンサ103と同様である。

【0016】

第2コンデンサ105は、電極121a、電極121bの外側の面に形成された、電極121a、電極121bの側への水の滲入を抑制する保護膜123a、保護膜123bを備える。保護膜123a、保護膜123bは、防水材料または撥水材料から構成することができる。保護膜123a、保護膜123bは、例えば、アルギン酸ナトリウムと塩化カルシウムから構成された不溶化膜から構成することができる。また、保護膜123a、保護膜123bは、例えば、蜜ロウからなる撥水膜から構成することができる。

30

【0017】

次に、第1コンデンサ103の電極111aと電極111bとの間に水が滲入しても、センシング（共振）が可能であることについて説明する。まず、コンデンサを構成する2つの電極間に水が入ることを想定し、含水していないポリアクリル酸ナトリウムによる高分子膜（Dry film）によるコンデンサ、含水しているポリアクリル酸ナトリウムによる高分子膜（Wet film）によるコンデンサを作製する。

【0018】

これらのコンデンサのインピーダンス測定結果および容量を図2A、図2Bに示す。また、図2Cには、比較のために、容量が100nFのアルミ電解コンデンサのインピーダンスを示す。図2Aに示すように、「Wet film」では大きな容量を得ることができる。ここでコンデンサは高周波帯において、ESR：誘電体や電極での損失からなる等価直列抵抗、ESL：電極やリード線のコイル成分で寄生インダクタンス、IR：極板間に流れる漏れ電流に対する抵抗による等価回路となり、インピーダンス計測での「Resistance」はESR、「Reactance」はCとESLによって決まる。

40

【0019】

次に、上述した各コンデンサの漏れ電流の測定結果を図3に示す。「Wet film」の場合、容量は大きくなるが、図3に示されているように、漏れ電流も大きくなってしまう。

【0020】

50

次に、LC回路での磁界結合について説明する。図4に、生体適合材料からなるコンデンサを用いたLC回路の場合の S_{11} 計測結果を示す。「Dry film」や電解コンデンサでは、容量に応じて共振を確認できるが、「Wet film」の場合は共振を確認することができない。これは、コンデンサを構成している2つの電極間（高分子膜）に水分が侵入すると、機能しなくなる可能性を示唆している。

【0021】

次に、通信回路をLC回路とし、加えてセンサ回路もLC回路とした構成について、シミュレーションを実施した結果について説明する。これは、コンデンサを構成している2つの電極間に水分が侵入しても、機能する構成についての検討である。シミュレーションに用いた回路について、図5に示す。図5の(a)に示す、LC回路を形成したタグに、リード線で、コンデンサを接続した装置の等価回路が図5の(b)、(c)、(d)である。図5の(b)は、LC回路を形成したタグの等価回路、図5の(c)は、リード線の当回路、図5の(d)は、コンデンサの等価回路である。検討するコンデンサは、において、ESRが R_3 、IRが R_2 に相当する。図5の(b)の中の○位置での電源電圧に対する比を S_{11} としてシミュレーションした。

【0022】

シミュレーションの結果について、図6を参照して説明する。漏れ電流は、抵抗 R_2 の低下で増大する。LC+C型では0.1~1MHzにおいて R_2 の低下によって著しい共振の減少となり、実測において観測できない原因の可能性がある。一方LC+LC型では、0.1~1MHzでは同様であるが、20MHz付近において R_2 の低下によらない共振を観測できる。これらの結果は、LC+LC型によれば、コンデンサ内に漏れ電流が生じて共振を観測できる可能性を示唆している。

【0023】

LC+LC回路で右端のコンデンサ（第1コンデンサ）に「Wet film」を適用したところ、1~10MHzの間と、40MHz付近に2つの共振を観測し、シミュレーションとの対応が確認された。また、LC+LC回路で右端のコンデンサに「Wet film」を適用し、このコンデンサを水または胃液を模したHCl/NaCl水中に浸漬したところ、図7A、図7Bに示すように、共振の消失時間やシフト時間の違いが生じ、胃液等のセンシングに用いられる可能性が確認された。

【0024】

ところで、図8に示すように、ゼラチンとキトサンとから構成したヒドロゲル膜は、水との間の接触角と、HCl/NaCl水との間の接触角とが異なる。また、このヒドロゲル膜は、水の場合とHCl/NaCl水とで、吸収速度も変化する。従って、実施の形態に係る第1コンデンサ103も、コンデンサとして機能する時間に変化が生じるものと考えられる。例えば、乾燥速度や温度などによって、ヒドロゲル膜113a、ヒドロゲル膜113bを乾燥させた後の細孔径を変化させることで、ヒドロゲル膜113a、ヒドロゲル膜113bの膨潤時間が制御できる。また、第1コンデンサ103においても、ヒドロゲル膜113a、ヒドロゲル膜113bの外側面に水の滲入を抑制する撥水膜など保護膜を形成し、液滴の接触面および浸透を抑えるなどにより、ゲルの膨潤時間を延長するなどの制御ができる。

【0025】

なお、対象となる液体は、水に限らず、pHや、イオン、高分子などの含有物によって体積変化が変わるゲルを用いることでも、ゲルの膨潤時間の変化を制御することができる。このようにして、実施の形態に係る共振回路の第1コンデンサの電極を覆っているヒドロゲル膜の崩壊時間を制御することで、前述した S_{11} 測定での時間変化の違いによって体内の状態を推定することができる。

【0026】

以上説明したように、本発明によれば、センサ回路を第1コンデンサおよび第1インダクタから構成し、第1コンデンサの2つの電極の各々の外側面をヒドロゲル膜で覆うので、別途の構成を導入することなく、読み取り距離の低下、読み取りの困難などが生じない

10

20

30

40

50

ようにできる。本発明によれば、センサ回路にLC回路を用いることで、第1コンデンサの極板間に水分が入り、漏れ電流が生じて通信回路を介した共振周波数の読み取りが可能となる。

【0027】

本発明に係る共振回路は、例えば、胃液や腸液の状態（pHや含有物など）を計測する無線タグとすることが考えられる。また、適用先は体内に限定されず、生分解性材料を用いていることから、水中での測定（外部刺激応答ゲルを選択し、例えば水質調査、水耕栽培、養殖などの環境中でのイオンやpHなどの測定）にも用いることができるものである。

【0028】

なお、本発明は以上に説明した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の技術的思想内で、当分野において通常の知識を有する者により、多くの変形および組み合わせが実施可能であることは明白である。

【符号の説明】

【0029】

101...センサ回路、102...通信回路、103...第1コンデンサ、104...第1インダクタ、105...第2コンデンサ、106...第2インダクタ、111a, 111b...電極、112...高分子膜、113a, 113b...ヒドロゲル膜、121a, 121b...電極、122...高分子膜、123a, 123b...保護膜。

10

20

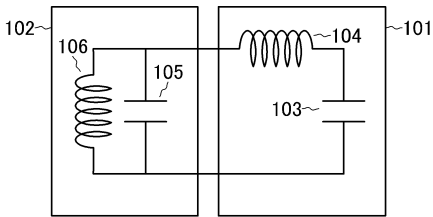
30

40

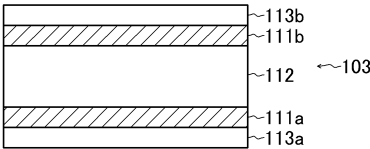
50

【図面】

【図 1 A】

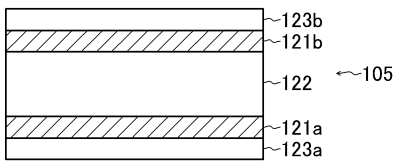


【図 1 B】

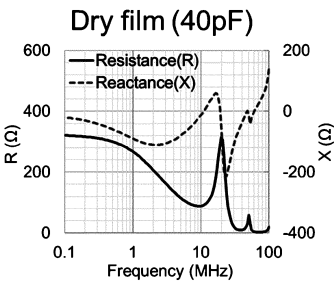


10

【図 1 C】

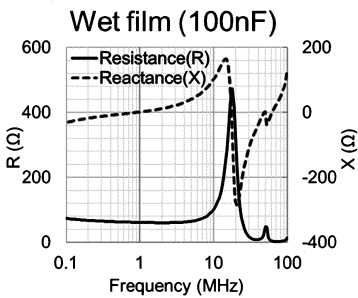


【図 2 A】

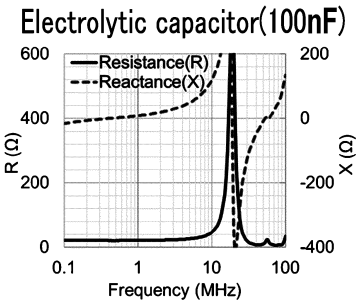


20

【図 2 B】



【図 2 C】

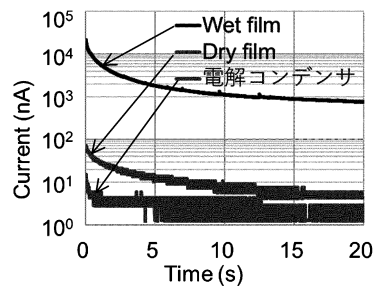


30

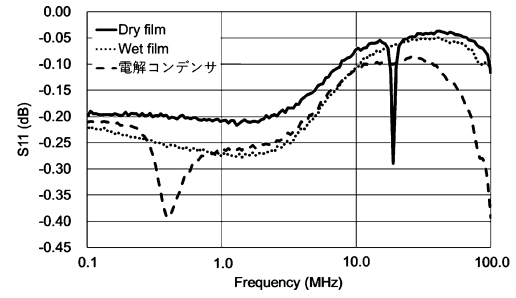
40

50

【図 3】

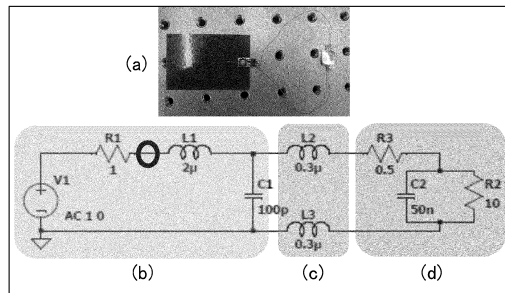


【図 4】

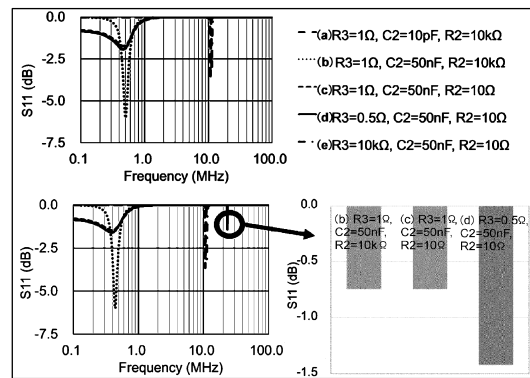


10

【図 5】

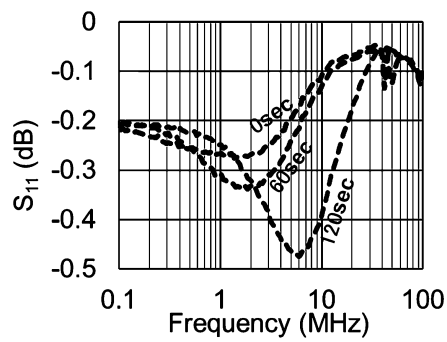


【図 6】

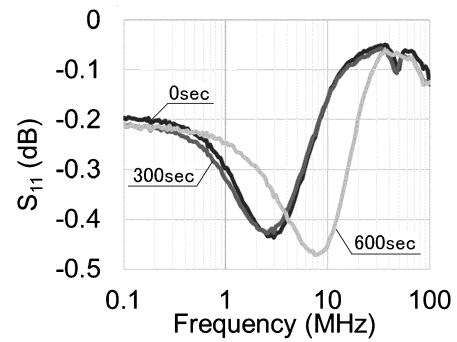


20

【図 7 A】



【図 7 B】

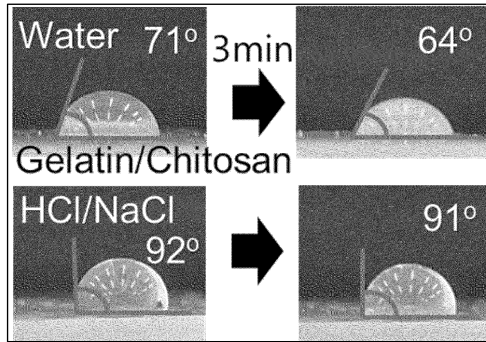


30

40

50

【 図 8 】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- 東京都千代田区大手町一丁目 5 番 1 号 日本電信電話株式会社内
- (72)発明者 田島 卓郎
- 東京都千代田区大手町一丁目 5 番 1 号 日本電信電話株式会社内
- (72)発明者 瀬山 倫子
- 東京都千代田区大手町一丁目 5 番 1 号 日本電信電話株式会社内
- 審査官 小澤 瞬
- (56)参考文献 特開 2 0 1 7 - 1 5 0 8 8 9 (J P , A)
- 特開 2 0 1 7 - 1 5 0 8 8 8 (J P , A)
- 特開 2 0 1 5 - 1 1 4 2 1 3 (J P , A)
- 特開 2 0 1 6 - 1 2 8 8 0 3 (J P , A)
- 特開 2 0 1 0 - 1 2 7 9 2 7 (J P , A)
- 特表 2 0 0 9 - 5 4 4 0 0 9 (J P , A)
- 特表 2 0 0 9 - 5 4 4 0 1 0 (J P , A)
- 特表 2 0 1 3 - 5 0 9 5 8 3 (J P , A)
- 国際公開第 2 0 1 9 / 2 0 2 1 5 7 (W O , A 1)
- 米国特許出願公開第 2 0 2 0 / 0 2 4 9 2 3 7 (U S , A 1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
- G 0 1 N 2 7 / 0 0 - G 0 1 N 2 7 / 1 0
- G 0 1 N 2 7 / 1 4 - G 0 1 N 2 7 / 2 4
- G 0 1 N 3 3 / 4 8 - G 0 1 N 3 3 / 9 8
- G 0 1 R 2 7 / 0 0 - G 0 1 R 2 7 / 3 2